

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۶
دوره ۹، شماره ۱، ص: ۸۳-۱۰۱
تاریخ دریافت: ۹۵/۱۲/۰۹
تاریخ پذیرش: ۹۶/۰۴/۲۰

مقایسه دامنه حرکتی مفاصل و قدرت ایزومتریک عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران دختر با و بدون ولگوس داینامیک زانو

ساره شاه حیدری^{۱*} - علی اصغر نورسته^۲ - حسن دانشمندی^۳

۱. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران ۲. استاد،
دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران ۳. دانشیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم
ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

چکیده

هدف پژوهش حاضر مقایسه قدرت ایزومتریک عضلات و دامنه حرکتی اندام تحتانی در ورزشکاران دختر با و بدون ولگوس داینامیک زانوست. بدین منظور ۴۸ ورزشکار دختر سالم ۱۸-۱۵ ساله در دو گروه افراد دارای ولگوس داینامیک زانو حین حرکت اسکات که با بالا بردن پاشنه ولگوس آنها اصلاح می‌شد (۲۴ نفر) و افراد بدون ولگوس داینامیک زانو (۲۴ نفر به عنوان گروه کنترل) و بدون سابقه آسیب دیدگی در گذشته، قرار گرفتند. حداکثر قدرت ایزومتریک با استفاده از داینامومتر دستی برحسب کیلوگرم و دامنه حرکتی فعال با استفاده از گونیامتر استاندارد پلاستیکی و برحسب درجه ارزیابی شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون t مستقل و MANOVA (با سطح معناداری $P \leq 0.05$) انجام گرفت. نتایج نشان داد در گروه دارای نقص ولگوس داینامیک زانو به‌طور معناداری میانگین دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا (با زانوی راست) ($F_{1,46}=5/50.3, P=0/023$)، قدرت ایزومتریک پلنترافلکشن مچ پا ($F_{1,46}=4/187, P=0/046$) نسبت به گروه کنترل کمتر است و در سایر متغیرها تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. در پژوهش حاضر افراد گروه ولگوس داینامیک زانو دارای عضلات سفت و ضعیف لترال و مدیال گستر و کنمیوس بودند. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا، به‌عنوان عامل مؤثری در تغییر الگوی حرکتی اندام تحتانی و در نتیجه یک ریسک‌فاکتور برای آسیب‌های زانو باید مورد توجه مربیان و پزشکان قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی

اندام تحتانی، دامنه حرکتی، قدرت عضلانی، ولگوس داینامیک زانو.

مقدمه

یکی از الگوهای غلط اندام تحتانی، ولگوس داینامیک زانو^۱ است که در تحقیقات با عناوین مختلفی از جمله مدیال کلاپس^۲، حرکت زانو به سمت داخل^۳، حرکت زانو در صفحه فرونتال^۴ و زاویه پروجکشن^۵ حین حرکات عملکردی، بیان می‌شود. در واقع کینماتیک تغییر یافته ران، زانو و مچ پا ولگوس داینامیک زانو نامیده می‌شود (۲۰) که ناشی از ترکیب اداکشن و اینترنال روتیشن ران با اداکشن و اکسترنال یا اینترنال روتیشن تیبیا حین مانورهای پرش فرود یا اسکات است (۲). در واقع ولگوس زانو ناشی از ترکیب حرکات فمور و تیبیاست که می‌تواند از طریق مفاصل پروگزیمال و دیستال زانو شامل تنه، ران و مچ پا اثر پذیرد (۱). گزارش شده است فقدان کنترل فمور ممکن است به اداکشن و اینترنال روتیشن بیش از حد آن، فشار روی ACL و ولگوس زانو منجر شود (۱). همچنین برخی محققان معتقدند کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا نیز می‌تواند از طریق افزایش پرونیشن سابتالار، اداکشن و اینترنال روتیشن تیبیا موجب حرکات جبرانی در مچ پا و زانو و ایجاد ولگوس زانو شود (۲). عدم تعادل عضلانی در ساق پا شامل سفتی عضلات لترال گستروکنمیوس و سولئوس و عضلات پرونیال ممکن است به اداکشن و اکسترنال روتیشن تیبیا و سهولت در افزایش حرکت زانو به سمت داخل و راستای ولگوس داینامیک زانو کمک کند (۲). همچنین ضعف مدیال گستروکنمیوس، آنتریور تیبیالیس و پوستریرور تیبیالیس ممکن است توانایی کنترل حرکات پرونیشن پا و ولگوس زانو را کاهش دهد و به افزایش ولگوس داینامیک زانو بینجامد (۲). بنابراین پیش از هر چیز یافتن روشی کاربردی و ساده برای تعیین اینکه عامل اولیه^۶ ایجاد ولگوس داینامیک زانو عدم تعادل عضلانی در مفصل ران یا مچ پا بوده است، مهم است. تست اسکات روی هر دو اندام^۷ یک روش متداول غربالگری است که در ارزیابی‌های الگوهای حرکتی به کار می‌رود (۱). در این روش فرض بر این است که اگر به‌طور بصری حین اجرای ۳ تست از ۵ تست اسکات ولگوس زانو مشاهده شود، فرد دارای ولگوس داینامیک زانوست و چنانچه با بالا بردن

-
1. Dynamic knee valgus
 2. Medial collapse
 3. Medial knee displacement
 4. Frontal plane knee excursion
 5. Projection angle
 6. Primary contributor
 7. Double leg squat

پاشنه حین اجرای اسکات و لگوس زانو اصلاح شود، عامل اصلی ایجادکننده و لگوس زانو محدودیت در حرکت مچ پا است (۱).

به طور کلی و بدون در نظر گرفتن اینکه عامل اولیه ایجادکننده و لگوس داینامیک زانو عدم تعادل عضلانی در ران یا مچ پا است، حرکت بیش از حد زانو در صفحه فرونتال حین فعالیت های ورزشی عامل شناخته شده ای برای بسیاری از آسیب های حاد و مزمن زانوست (۲۸). در مطالعات بسیاری و لگوس داینامیک زانو به منزله یک ریسک فاکتور برای آسیب های اندام تحتانی شامل سندروم درد پتلا فمورال^۱، پارگی ACL، استئوآرتریت، سندروم سایش ایلئوتیبیا باند، اسپرین MCL و آسیب منیسک زانو (۲۵)، ۲۲، ۱۳، ۷، ۲) و کاهش و لگوس زانو توسط حفظ راستای مناسب حین فعالیت عامل مؤثری در پیشگیری از آسیب های غیربرخوردی ACL و سندروم درد پتلا فمورال گزارش شده است (۲). بنابراین کنترل حرکت زانو در صفحه فرونتال از نظر بالینی بسیار مهم است، زیرا این حرکت استرس زیادی را بر بافت های پاسیو وارد می کند (۵). تخمین زده شده است که سالانه ۳۵۰۰۰۰ بازسازی ACL در ایالت متحده انجام می گیرد که اغلب این آسیب ها حین شرکت در ورزش در افراد بین ۱۵-۲۵ ساله رخ می دهد (۸). اگرچه میزان اسپرین لیگامنت ها در دختران و پسران قبل از نوجوانی (بلوغ) برابر است (۱۲)، دختران به دنبال جهش رشدی و بلوغ بیشتر دچار این آسیب ها می شوند (۲۷، ۲۰، ۱۸، ۱۲، ۵). دختران نوجوانی که در ورزش های توأم با پیوت^۲ و پرش فرود شرکت می کنند، ۴ تا ۶ برابر بیشتر نسبت به پسران نوجوانی که همان ورزش ها را انجام می دهند، دچار آسیب ACL می شوند (۱۲). شیوع آسیب های ACL در زنان ۳ تا ۵ برابر بیشتر از مردان است و سن اوج آسیب ACL در زنان، شانزده سالگی گزارش شده است (۱۸).

نتایج تحقیق بولینگ^۳ و همکاران (۲۰۱۰) در مورد شیوع سندروم درد پتلا فمورال در آکادمی ناوآل ایالات متحده^۴ نشان داد شیوع این سندروم سالانه ۲۲ نفر در هر ۱۰۰۰ نفر و در زنان ۲/۲۳ برابر مردان است (۴). شیوع بالای آسیب های غیربرخوردی ACL و درد پتلا فمورال محققان را به سمت بررسی عوامل بیومکانیکی و عصبی-عضلانی مرتبط با این آسیب ها هدایت می کند (۸). به نظر می رسد بررسی

-
1. Patellofemoral pain syndrome
 2. Pivot
 3. Boling M
 4. United States Naval Academy (USNA)

عوامل مرتبط با ولگوس داینامیک زانو در زنان و در سنینی که اوج آسیب‌های مرتبط با ولگوس زانو رخ می‌دهد، اهمیت ویژه‌ای دارد.

شناسایی عوامل قابل تعدیل که در حرکت زانو در صفحه فرونتال مؤثرند، می‌تواند هدفی برای برنامه‌های پیشگیری از آسیب یا توانبخشی باشد (۷). از جمله عوامل مؤثر در ولگوس داینامیک زانو قدرت عضلانی و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی است (۱۰). تأثیر قدرت عضلات ران، زانو و مچ پا روی کینماتیک اندام تحتانی حین فعالیت‌های داینامیک و متحمل وزن کاربردهای فراوانی برای کنترل حرکت دارد (۵). محققان ارتباط برخی از این عوامل و ولگوس داینامیک را بررسی کرده‌اند، اما نتایج آنها با یکدیگر متناقض است. برخی محققان معتقدند کاهش قدرت اکستنشن یا اداکشن ران با افزایش ولگوس داینامیک زانو در ارتباط است (۳۱، ۱۶، ۱۴، ۱۱، ۷)، درحالی‌که گروهی دیگر معتقدند این ارتباط وجود ندارد (۲۳، ۱۵، ۷). به‌طور مثال نتایج تحقیق ساکی (۱۳۹۳) با عنوان «ارتباط برخی عوامل نورومکانیک پیش‌بین آسیب لیگامان صلیبی قدامی با ولگوس داینامیک زانو در زنان ورزشکار حرفه‌ای» نشان داد بین قدرت اداکتورهای ران و زاویه ولگوس زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین حین فرود-پرش همبستگی معناداری وجود دارد. جهت این همبستگی نشان می‌دهد ضعف اداکتورهای ران به مقادیر بزرگ‌تر ولگوس زانو حین فرود-پرش منجر می‌شود (۶۳). درحالی‌که نتایج Bell و همکاران (۲۰۰۸) نشان داد تفاوت معناداری در قدرت ایزومتریک اداکشن ران بین افراد با و بدون ولگوس داینامیک زانو وجود ندارد (۲). همچنین نتایج تحقیق کرونین^۱ و همکاران (۲۰۱۶) با عنوان «قدرت انفجاری بیشتر اکستنشن ران نه اداکشن با حرکت کمتر اداکشن ران و ولگوس زانو حین اجرای مانور پرشی برشی روی یک پا^۲ در ارتباط است»، نشان داد درحالی‌که گشتاور اداکشن ران با کینماتیک ران و زانو در صفحه فرونتال ارتباطی ندارد، زنان با قدرت انفجاری بیشتر اکستنشن ران، حرکت کمتر اداکشن ران و ولگوس زانو را حین اجرای مانور پرشی نشان دادند (۷). درحالی‌که نتایج بل و همکاران (۲۰۰۸) نشان داد قدرت ایزومتریک اکستنشن ران در افراد دارای ولگوس داینامیک زانو به‌طور معنا-داری از افراد گروه کنترل (بدون ولگوس داینامیک زانو) بیشتر است (۲). اگرچه اغلب این تناقض‌ها احتمالاً ناشی از تفاوت در نوع و نحوه اجرای آزمون‌های حرکتی و انتخاب افراد آزمودنی است، همچنان خلأ تحقیقاتی در این زمینه وجود دارد.

-
1. Cronin
 2. Single-leg jump-cut

برخی محققان علاوه بر قدرت عضلات، به بررسی ارتباط دامنه حرکتی مفاصل با حرکت زانو در صفحه فرونتال نیز پرداخته‌اند، اما در این زمینه نیز نتایج متناقضی گزارش شده است. به‌طور مثال سیگوارد^۱ و همکاران (۲۰۰۸) نشان دادند ارتباط منفی و معناداری بین دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران و حرکت زانو در صفحه فرونتال وجود دارد، به‌طوری‌که در افراد دارای دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن کمتر ران، زانو حرکت بیشتری در صفحه فرونتال دارد (۲۸)، درحالی‌که در تحقیق دیگری ارتباط مثبت و معنادار بین دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران و حرکت زانو به سمت داخل در صفحه فرونتال گزارش شده است (۲). در تحقیق دیگری تفاوت معناداری بین دامنه حرکتی اکسترنال روتیشن ران در بین دو گروه از زنان سالم با کیفیت‌های مختلف الگوهای حرکتی اندام تحتانی مشاهده نشد (۲۵). همچنین نتایج تحقیق مالی^۲ و همکاران (۲۰۱۴) نشان داد زنان ورزشکار دارای دامنه حرکتی کمتر دورسی فلکشن مچ پا، گشتاورهای ابداکشن بزرگ‌تر زانو و زوایای حداکثر فلکشن کمتر زانو را حین فرود دارند (۱۹). این محققان دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پای آزمودنی‌ها را در وضعیت نشسته روی میز با اکستنشن زانو و بدون تحمل وزن ارزیابی کردند، درحالی‌که دلیل^۳ و همکاران (۲۰۱۴) گزارش کردند میزان دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در وضعیت بدون تحمل وزن ارتباطی با تغییرات کینماتیکی زانو و مچ پا حین اجرای حرکت اسکات روی هر دو پا، اسکات روی یک پا و آزمون پرش فرود، ندارد، اما ارتباط مثبت و معناداری بین دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در وضعیت لانج و متحمل وزن با حرکت زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال حین اسکات وجود دارد (۸).

با توجه به یافته‌های محقق در بیشتر تحقیقات انجام‌گرفته در زمینه بررسی رابطه قدرت عضلانی و دامنه حرکتی مفاصل با ولگوس داینامیک زانو، گذشته از نتایج متناقض، تمرکز بر روی عضلات و دامنه حرکتی ران بوده (۳۰ - ۲۸، ۱۳، ۹، ۵، ۷) و کمتر به مفصل مچ پا و عدم تعادل عضلانی آن توجه شده است (۲۶، ۱۹، ۸، ۲). همچنین جامعه آماری بیشتر این تحقیقات را افراد بالغ تشکیل می‌دهند، درحالی‌که شیوع آسیب ACL در دختران ۱۵ تا ۱۸ ساله ورزشکار نیز زیاد است (۱۷) و این سؤال ایجاد می‌شود که با وجود نتایج متفاوت تحقیقات، ارتباط بین این عوامل در این افراد چگونه است. بنابراین

-
1. Sigward
 2. Malloy

هدف از تحقیق حاضر مقایسه شاخص‌های دامنه حرکتی و قدرت ایزومتریک عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران دختر ۱۵ تا ۱۸ ساله با و بدون ولگوس داینامیک زانو بود.

روش پژوهش

در پژوهش حاضر به منظور انتخاب آزمودنی‌ها ۹۰ دانش‌آموز دختر ۱۵-۱۸ ساله و ورزشکار در سه رشته والیبال، بسکتبال و هندبال (در هر رشته ورزشی ۳۰ نفر) که حداقل دو سال سابقه فعالیت ورزشی ۲ تا ۳ جلسه در هفته در باشگاه داشتند، غربال شدند. ۲۴ نفر (از هر رشته ورزشی ۸ نفر) دارای ولگوس داینامیک زانو با میانگین سنی $16/21 \pm 0/97$ سال، قد $161/83 \pm 4/97$ سانتی‌متر و وزن $58/20 \pm 9/6$ کیلوگرم و ۲۴ نفر (از هر رشته ورزشی ۸ نفر) بدون ولگوس داینامیک زانو به عنوان گروه کنترل با میانگین سنی $15/79 \pm 0/77$ سال، قد $162/70 \pm 3/86$ سانتی‌متر و وزن $58/41 \pm 8/55$ کیلوگرم، به عنوان آزمودنی انتخاب شدند. آزمودنی‌ها در یک سال گذشته هیچ‌گونه سابقه آسیب‌های ران، زانو، مچ پا (اسپرین، استرین و شکستگی) نداشتند و دو گروه تا حد ممکن از نظر وزن، طول قد، طول ران و ساق و عرض لگن همسان‌سازی شدند.

همه ارزیابی‌ها در کانون حرکات اصلاحی آموزش و پرورش استان تهران انجام گرفت. پیش از شرکت در پژوهش آزمودنی‌ها و اولیای آنها اطلاعات لازم درباره پژوهش را دریافت و برگه رضایت‌نامه شرکت در پژوهش را امضا کردند. براساس یافته‌های بل و همکاران، تست اسکات بالای سر برای تشخیص وجود و نبود ولگوس داینامیک زانو اجرا شد (۶، ۲، ۱). هر آزمودنی در وضعیت ایستاده پنج آزمون اسکات روی هر دو پا در وضعیت استاندارد (پاها به اندازه عرض شانه باز، انگشتان مستقیم رو به جلو، دست‌ها بالای سر با آرنج‌های قفل شده در اکستنشن، زانوها تا ۹۰ درجه فلکشن می‌شوند) اجرا می‌کرد، درحالی‌که آزمونگر از روبه‌رو او را مشاهده می‌کرد. برای کنترل عمق اسکات یک چهارپایه پشت آزمودنی به منظور دادن بازخورد به او قرار داده می‌شد. برای به حداقل رساندن اثر یادگیری اجازه داده نمی‌شد پیش از آزمون، اسکات تمرین شود. اگر حین حرکت و اجرای ۳ آزمون اسکات از ۵ اسکات، آزمونگر به‌طور بصری^۱ از نمای قدامی مشاهده می‌کرد که نقطه میانی پتلا پای برتر از بخش داخلی انگشت بزرگ پا عبور می‌کند، فرد دارای ولگوس داینامیک است (۲). سپس چوبی (لبه^۲) به ارتفاع ۲

-
1. Visual
 2. Edge

اینچ (۵/۰۸ سانتی‌متر) زیر پاشنه‌های فرد قرار داده می‌شد و آزمودنی ۵ آزمون اسکات دیگر اجرا می‌کرد (۱). چنانچه در این وضعیت ولگوس زانو حین اجرای اسکات اصلاح می‌شد، فرد به‌عنوان آزمودنی گروه دارای ولگوس داینامیک زانو وارد پژوهش می‌شد. آزمودنی‌های گروه کنترل حین اجرای هیچ‌یک از ۵ تست اسکات، حرکت زانو به سمت داخل را نشان نمی‌دادند. اگرچه تست اسکات بالای سر در تحقیقات گذشته به‌عنوان ابزار معتبری برای تشخیص الگوهای حرکتی غلط معرفی شده است (۲)، آزمودنی‌های گروه ولگوس داینامیک یک هفته پس از غربالگری دوباره ارزیابی شدند تا مطمئن شویم که همچنان دارای ولگوس داینامیک زانو هستند.

ارزیابی متغیرهای دامنه حرکتی شامل دورسی و پلنتر فلکشن مچ پا، ابداکشن، فلکشن، اینترنال و اکسترنال روتیشن ران و SLR بود. تمام ارزیابی‌ها بر روی اندام برتر (اندامی که آزمودنی برای شوت توپ برای حداکثر مسافت از آن استفاده می‌کند) و با استفاده از گونیامتر استاندارد پلاستیکی اجرا شد. چنانچه آزمودنی دارای ولگوس یک اندام بود، ارزیابی‌ها از همان اندام انجام می‌گرفت. تمام ارزیابی‌ها سه بار تکرار و میانگین آنها به‌عنوان میزان متغیر ثبت می‌شد. ریلابیلیتی درون آزمونگر^۱ برای تمام ارزیابی‌های دامنه حرکتی، $ICC_{(3,1)} = 0.90 - 0.97$ بود.

برای ارزیابی دامنه حرکتی پلنترفلکشن و دورسی فلکشن فعال مچ پا بدون تحمل وزن و با زانوی راست، آزمودنی روی تخت معاینه به‌صورت سوپاین دراز می‌کشید. برای اطمینان از اکستنشن زانو یک فوم رولر زیر انتهای دیستال ساق پا قرار داده شده و از آزمودنی خواسته می‌شود با حفظ وضعیت خنثی^۲ سابتالار (اجازه ندهید پا به اینورژن یا اورژن برود) حداکثر پلنتر فلکشن و دورسی فلکشن را انجام دهد (انتهای دامنه دورسی فلکشن جایی است که حرکت بیشتر موجب کشش بیش‌ازحد در پشت ساق پا و خم شدن زانو می‌شود) (۲۱). برای ارزیابی دامنه حرکتی دورسی فلکشن در وضعیت ۳۰ درجه فلکشن زانو در همین شرایط یک فوم رولر زیر زانو قرار می‌گیرد، به‌طوری‌که مچ پا خارج از میز است. آزمونگر بازوی ثابت گونیامتر را در راستای فیبولا و بازوی متحرک را در امتداد متاتارس پنجم و محور آن را روی انتهای دیستال قوزک خارجی قرار می‌دهد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شود حداکثر دورسی فلکشن را انجام دهد (۲).

1. Intraclass correlation coefficients
2. Subtalar-neutral position

برای ارزیابی دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا با تحمل وزن حین لانج، از آزمودنی خواسته می‌شد برای حفظ تعادل حین ارزیابی روبه‌روی دیوار بایستد. پای مورد آزمون کمی عقب‌تر بدون اینورژن و اورژن و زانوی آن در وضعیت اکستنشن کامل قرار می‌گرفت، به طوری که پا در راستای ساق و زانو در صفحه ساجیتال بود. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد بدون جدا شدن پاشنه از زمین با حرکت بدن به سمت جلو و خم کردن زانو، حداکثر دورسی فلکشن پا را انجام دهد. انتهای دامنه حرکتی جایی است که آزمودنی در پشت ساق پا احساس تنش کند و با حرکت بیشتر پاشنه از زمین جدا می‌شود. برای اندازه‌گیری، محور گونیامتر روی بخش لترال قوزک خارجی، بازوی ثابت آن موازی بخش لترال متاتارس پنجم و بازوی متحرک در راستای نیمساز لترال فیبولا (سر فیبولا) قرار می‌گرفت (۲۱). در پژوهش حاضر دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در وضعیت بدون تحمل وزن دو بار، با زانوی راست و با زانوی خم جهت تشخیص کوتاهی به ترتیب عضلات گستر و کنمیوس و سولئوس انجام گرفت (۲).

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی اداکشن 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 به صورت فعال اداکشن ران را تا جایی که ASIS در سمت مقابل به پایین حرکت نکند، انجام دهد. مرکز گونیامتر بر روی ASIS در طرف مورد اندازه‌گیری، بازوی ثابت در راستای خطی که ASIS راست و چپ را به یکدیگر متصل می‌کند و بازوی متحرک موازی با محور طولی ران به طرف خط میانی کشکک قرار می‌گیرد. در وضعیت شروع گونیامتر ۹۰ درجه را نشان می‌دهد که به عنوان صفر در نظر گرفته می‌شود (۲۱).

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی فلکشن ران از آزمودنی خواسته می‌شد که به صورت سوپاین دراز بکشد، زانو و ران پای غیرآزمون در وضعیت اکستنشن بدون اداکشن و اداکشن قرار گیرد و با اندام مورد آزمون حرکت فلکشن ران را با زانوی خم انجام دهد. مرکز گونیامتر بر روی تروکانتر بزرگ ران، بازوی ثابت موازی با نیمساز لترال لگن و میز معاینه و بازوی متحرک موازی با نیمساز لترال فمور به طرف اپی‌کندیدیل خارجی قرار می‌گرفت (۲۱).

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی اینترنال و اکسترنال روتیشن ران، از آزمودنی خواسته می‌شد لبه میز معاینه بنشیند، درحالی که پشت زانو با میز تماس نداشته باشد و زانو در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن و ران در اداکشن و اکستنشن صفر درجه و فلکشن ۹۰ درجه قرار گیرد. سپس به صورت اکتیو چرخش داخلی و خارجی ران را انجام دهد. مرکز گونیامتر روی بخش قدامی پنلا، بازوی ثابت در امتداد نیمساز

قدامی ساق پا (به طرف نقطه میانی دو فوزک) و بازوی متحرک به صورت عمود بر زمین قرار می‌گرفت (۲۱).

برای ارزیابی SLR از آزمودنی خواسته می‌شد به صورت سوپاین دراز بکشد و زانو و ران هر دو اندام در وضعیت اکستنشن و لگن در وضعیت خنثی قرار گیرد. سپس آزمودنی ران اندام مورد آزمون را تا انتهای دامنه حرکتی (با زانوی راست) خم می‌کرد. مرکز گونیامتر بر روی تروکانتر بزرگ ران (بخش لترال مفصل ران)، بازوی ثابت موازی با لبه تخت (نیمساز لترال لگن) و بازوی متحرک موازی با نیمساز لترال فمور به طرف اپی‌کندیدیل خارجی قرار می‌گرفت (۲۱).

حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات با استفاده از داینامومتر دستی (ساخت آمریکا، MMT, North Coast) با ترتیب تصادفی ارزیابی می‌شد. به منظور آشنایی با نحوه آزمون به آزمودنی اجازه داده می‌شد یک کوشش تمرینی زیر بیشینه پیش از آزمون انجام دهد. هر آزمون قدرت به مدت ۵ ثانیه حفظ می‌شد و ۳ بار تکرار و ۳۰ ثانیه استراحت بین هر تکرار برای به حداقل رساندن خستگی به آزمودنی داده می‌شد و در نهایت میانگین (۲) نیرو پس از نرمال شدن با وزن آزمودنی به عنوان میزان متغیر ثبت می‌شد. تمام ارزیابی‌ها بر روی اندام برتر انجام می‌گرفت. ریلابیلیتی درون آزمونگر برای تمام ارزیابی‌های قدرت، $ICC_{(3,1)} = 0.85-0.96$ بود.

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک ابداکشن ران آزمودنی به پهلو روی تخت دراز می‌کشد، به طوری که اندام برتر که ارزیابی می‌شود، بالا قرار گیرد. یک استرپ برای تثبیت لگن روی میز معاینه به دور لگن قرار می‌گیرد و به آزمودنی آموزش داده می‌شود که اندام مورد آزمون را در صفر درجه ابداکشن قرار دهد. برای حفظ این وضعیت یک حوله رول شده یا بالشی بین ران‌ها قرار می‌دهیم. استرپ دیگر برای تثبیت داینامومتر روی ۵ سانتی‌متر بالاتر از بخش لترال مفصل زانو قرار می‌گیرد. به آزمودنی آموزش داده می‌شد که انگشتان پا را به سمت جلو نگه دارد و از خم کردن و چرخش خارجی ران خودداری کند و ابداکشن ران را با حداکثر تلاش انجام دهد (۱).

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک اکستنشن ران آزمودنی به صورت پرون روی میز معاینه دراز می‌کشد، به طوری که زانوهای ۹۰ درجه فلکشن داشته باشند. لگن با یک استرپ که از روی پروگزیمال ایلیاکرست عبور می‌کند، در وضعیت خنثی ثابت و فیکس می‌شد. استرپ دیگر که به داینامومتر وصل بود، روی پشت ران نزدیک زانو قرار می‌گرفت و ران را به میز ثابت می‌کرد. سپس آزمودنی اکستنشن ران را در برابر استرپ با حداکثر تلاش و بدون بالا بردن و جدا کردن لگن از روی میز انجام می‌داد (۱).

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک فلکشن ران آزمودنی در وضعیت نشسته به‌صورتی که ران و زانو در ۹۰ درجه فلکشن بود، قرار می‌گرفت و داینامومتر بر روی ران بخش فوقانی پتلا با یک استرپ به میز ثابت می‌شد (۳).



تصویر ۱. ارزیابی قدرت ایزومتریک. الف) ابداکشن ران؛ ب) اکستنشن ران؛ ج) فلکشن زانو

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک اکستنشنال و اینترنال روتیشن ران آزمودنی در وضعیت نشسته قرار می‌گرفت، به‌صورتی که ران و زانو در ۹۰ درجه فلکشن قرار داشته باشند. داینامومتر به‌ترتیب در ۵ سانتی‌متری پروگزیمال فوزک خارجی و فوزک داخلی زیر استرپ قرار داده می‌شد و به پایه میز ثابت می‌شد. برای کنترل حرکات اندام فوقانی از آزمودنی خواسته می‌شد دست‌ها را به‌صورت ضربدری روی سینه قرار دهد (۳).

برای ارزیابی قدرت فلکشن زانو از آزمودنی خواسته می‌شد در وضعیت پرون قرار گیرد. سپس با یک استرپ لگن به میز ثابت شد و با استرپ دیگری داینامومتر انتهای پشت ساق پا به میز معاینه ثابت شد و از آزمودنی خواسته شد با حداکثر تلاش زانو را خم کند (۱).

برای ارزیابی قدرت اکستنشن زانو، آزمودنی در وضعیت نشسته روی لبه میز درحالی که پاها آویزان و زانوها در ۶۰ درجه فلکشن بودند، داینامومتر از انتهای دیستال ساق پا با یک استرپ به پایه میز ثابت می‌شد، سپس از آزمودنی خواسته می‌شد خلاف جهت استرپ، اکستنشن زانو را انجام دهد (۳).

برای اندازه‌گیری قدرت دورسی و پلنتار فلکشن، آزمودنی به‌صورتی که زانوها در اکستنشن کامل و مچ پاها در وضعیت خنثی قرار داشت، روی میز معاینه می‌نشست. دست‌ها به‌صورت ضربدری روی سینه بود و برای ارزیابی قدرت ایزومتریک پلنتار فلکشن و دورسی فلکشن داینامومتر به‌ترتیب زیر و روی سر متاتارس‌ها قرار می‌گرفت (۲).



الف روتیشن ران؛ ب) اکستنشن زانو؛ ج) اکسترنال و اینترنال
 تصویر ۲. ارزیابی قدرت ایزومتریک. الف) فلکشن ران؛ ب) اکستنشن زانو؛ ج) اکسترنال و اینترنال
 روتیشن ران؛ د) دورسی فلکشن

روش آماری: مقایسه میانگین سن، قد، وزن، طول ران، طول ساق و عرض لگن در دو گروه با استفاده از آزمون T مستقل و مقایسه متغیرهای دامنه حرکتی و قدرت به طور جداگانه با اجرای دو بار آزمون MANOVA با سطح معناداری $P \leq 0/05$ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ انجام گرفت.

نتایج پژوهش

تفاوت معناداری بین دو گروه در میانگین سن ($P=0/10$)، قد ($P=0/50$)، وزن ($P=0/93$)، طول ران ($P=0/08$)، طول ساق ($P=0/08$) و عرض لگن ($P=0/15$) مشاهده نشد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد در گروه دارای نقص ولگوس داینامیک زانو به طور معناداری میانگین دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا (با زانوی راست) ($F_{1,46}=5/503$ ، $P=0/023$)، قدرت ایزومتریک پلنٹارفلکشن مچ پا ($F_{1,46}=4/187$ ، $P=0/046$) نسبت به گروه کنترل کمتر است و در سایر متغیرها تفاوت معناداری بین دو گروه وجود ندارد.

جدول ۱. مقایسه میانگین متغیرهای دامنه حرکتی در دو گروه

Observed power	Effect size ¹ (Partial Eta Squared) ²	P	گروه کنترل	گروه دارای ولگوس	میانگین متغیرها	نوع متغیرها
۰/۶۳	۰/۱	۰/۰۲*	۱۳/۵±۵/۶۲	۱۰/۱۲±۴/۲۴	دورسی فلکشن بدون تحمل وزن با زانوی راست	دامنه حرکتی (درج)
۰/۰۵	۰/۰۰	۰/۹۴	۱۳/۳۷±۶/۲۶	۱۳/۲۵±۶/۵۶	دورسی فلکشن بدون تحمل وزن با زانوی خم	
۰/۰۹	۰/۰۰۸	۰/۵۳	۴۰/۱۲±۶/۲۲	۳۸/۷±۹/۱۲	دورسی فلکشن با تحمل وزن در لانج	
۰/۳۰	۰/۰۴	۰/۱۴	۵۷/۱۶±۱۱/۳۷	۶۱/۴۵±۸/۳۶	پلنتر فلکشن	
۰/۱۲	۰/۰۱	۰/۴۲	۱۱۶/۱۲±۱۰/۲۶	۱۱۹/۰۴±۱۴/۶۳	فلکشن ران	
۰/۳۲	۰/۰۴	۰/۱۳	۵۴±۹/۶۹	۵۸/۴۱±۱۰/۳۲	ابداکشن ران	
۰/۱۱	۰/۰۱	۰/۴۵	۳۹/۴۱±۹/۵۰	۴۱/۷۹±۱۲/۲۲	اینترنال روتیشن ران	
۰/۰۸	۰/۰۰	۰/۵۷	۴۲/۱۶±۸/۷۱	۴۰/۹۵±۵/۸۸	اکسترنال روتیشن ران	
۰/۰۵	۰/۰۰	۰/۸۰	۷۶/۹۲±۹/۹۰	۷۶/۱۷±۱۰/۹۲	SLR	

* P ≤ ۰/۰۵

جدول ۲. مقایسه میانگین متغیرهای قدرت ایزومتریک در دو گروه

Observed power	Effect size (Partial Eta Squared)	P	گروه کنترل	گروه دارای ولگوس	میانگین متغیرها	قدرت ایزومتریک نرمالایز شده با وزن (Kg/Kg)
۰/۳۰	۰/۰۴	۰/۱۴	۱۴/۱۰±۳/۰	۱۵/۹۶±۵/۳۴	دورسی فلکشن	قدرت ایزومتریک نرمالایز شده با وزن (Kg/Kg)
۰/۵۱	۰/۰۸	۰/۰۴*	۱۸/۳۹±۳/۸۳	۱۵/۹۷±۴/۳۲	پلنتر فلکشن	
۰/۰۸	۰/۰۰	۰/۶	۲۱/۵۶±۶/۴۴	۲۰/۶۵±۵/۵۰	فلکشن ران	
۰/۳۲	۰/۰۴	۰/۱۳	۲۱/۰۷±۵/۵۱	۱۸/۷۰±۵/۲۱	اکستنشن ران	
۰/۰۵	۰/۰۰	۰/۸۸	۲۳/۲۹±۶/۱۳	۲۳/۰۴±۵/۶۵	ابداکشن ران	
۰/۲۵	۰/۰۳	۰/۱۹	۱۱/۳۱±۴/۱۳	۱۳/۲۲±۵/۸۲	اینترنال روتیشن ران	
۰/۰۶	۰/۰۰	۰/۷۲	۱۱/۴۵±۳/۹۴	۱۱/۸۶±۳/۹۳	اکسترنال روتیشن ران	
۰/۰۵	۰/۰۰	۰/۹۴	۱۶/۴۹±۳/۹۲	۱۶/۵۷±۳/۷۱	فلکشن زانو	
۰/۳۵	۰/۰۵	۰/۱۱	۱۸/۷۳±۴/۸۲	۱۶/۷۵±۳/۶۰	اکستنشن زانو	

* P ≤ ۰/۰۵

۱. محدوده اندازه اثر: کوچک=۰/۱، متوسط=۰/۲۵، بزرگ=۰/۴

بحث و بررسی

نتایج پژوهش حاضر نشان داد کاهش معناداری بین دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا با زانوی راست (بدون تحمل زن) در گروه دارای ولگوس داینامیک زانو نسبت به گروه کنترل وجود دارد که ممکن است به علت کاهش انعطاف پذیری عضله گستروکنمیوس و کوتاهی آن در گروه دارای ولگوس داینامیک باشد. اگرچه تفاوت در میزان دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در وضعیت متحمل وزن در دو گروه از نظر آماری معنادار نبود، میانگین آن در گروه دارای ولگوس داینامیک کمتر بود. این نتایج مشابه نتایج مالوی^۱ و همکاران (۲۰۱۴) است که گزارش کردند زنان ورزشکار با انعطاف پذیری کمتر دورسی فلکشن مچ پا، گشتاور اوج و زوایای بزرگتر ابداکشن زانو و زاویه کوچکتر فلکشن زانو را حین فرود نشان می دهند (۱۹).

دامنه حرکتی محدود دورسی فلکشن مچ پا در افراد دارای درد کشکی رانی دیده شده است (۲۴). دامنه حرکتی محدود دورسی فلکشن مچ پا می تواند به زاویه والگوس بیشتر زانو حین انجام فعالیت های پویا منجر شود. کاهش انعطاف پذیری عضله گستروکنمیوس می تواند زاویه Q را افزایش دهد و در نتیجه بر ایند نیروهای لترال را که به افزایش فشار تماسی در بخش لترال مفصل کشکی رانی منجر می شود، افزایش دهد و موجب درد شود (۱۰). بل و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند برخی شاخص های عصبی-عضلانی عضلات ساق پا مانند محدودیت دورسی فلکشن مچ پا، پرونیشن و اورژن می تواند موجب والگوس داینامیک زانو شود؛ به ویژه سفتی^۲ یا بیش فعالی عضلات گستروکنمیوس و سولئوس که می تواند دورسی فلکشن مچ پا را محدود کند و به حرکات جبرانی اورژن پاشنه، پرونیشن پا و اینترنال روتیشن تیبیا بینجامد که می تواند حرکت بیش از حد زانو به سمت داخل در صفحه فرونتال را تسهیل کند (۱).

پادوا^۳ و همکاران (۲۰۱۲) ۲۰ درصد کاهش را در دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در افراد با حرکت بیش از حد زانو به سمت داخل در صفحه فرونتال، گزارش کردند. به نظر آنها این امکان وجود دارد که بین الگوهای فعالیت عضلانی مچ پا و دورسی فلکشن محدود مچ پا با حرکت بیش از حد زانو به سمت داخل در صفحه فرونتال ارتباط وجود داشته باشد (۲۲).

-
1. Mally
 2. Tightness
 3. Padua

در تحقیق دیگری رابین و کوزول (۲۰۱۰) افراد را براساس عملکرد حین Lateral Step Down Test گروه‌بندی کردند. آزمودنی‌های زن آنها که حرکت را با کیفیت بدتر^۱ (شامل وضعیت زانو، وضعیت لگن و حرکات تنه) اجرا کردند، محدودیت دورسی فلکشن مچ پا ناشی از سفتی عضلات گستروکنمیوس و سولئوس داشتند. نتایج آنها نشان داد کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در وضعیت فلکشن و اکستنشن زانو با افزایش والگوس زانو حین انجام کارهای عملکردی ارتباط دارد (۲۵). این نتایج مشابه یافته‌های بل و همکاران (۲۰۰۸) است که قدرت ران و مچ پا و دامنه حرکتی را حین حرکت اسکات روی هر دو پا بررسی کردند. آزمودنی‌های با نقص ولگوس داینامیک زانو که با بالا رفتن پاشنه‌ها حین اسکات ولگوس اصلاح می‌شد، با گروه کنترل که حین آزمون زانو را روی انگشتان نگاه می‌داشتند، مقایسه شدند. گروهی که دارای ولگوس داینامیک بودند، محدودیت دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا با زانوی خم (مربوط به کوتاهی سولئوس)^۲ داشتند، اگرچه از نظر آماری معنادار نبود. دورسی فلکشن محدود به حرکات جبرانی در مچ پا و زانو از طریق افزایش پرونیشن ساب تالار و ابداکشن و اینترنال روتیشن تیبیا که عامل والگوس زانوست، منجر می‌شود (۲). تحقیقات انجام گرفته در زمینه ارتباط بین دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا و کینماتیک زانو در صفحه فرونتال، محدود است. با توجه به همین تحقیقات محدود (۲۵، ۲۲، ۱۹، ۱۰، ۲، ۱) و تحقیق حاضر به نظر می‌رسد افزایش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در افرادی که ولگوس داینامیک آنها با بالا بردن پاشنه‌ها اصلاح می‌شود، می‌تواند به کاهش والگوس زانو حین فعالیت‌های پویا کمک کند.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد کاهش معناداری در میزان قدرت ایزومتریک پلنتارفلکشن مچ پا در گروه دارای ولگوس داینامیک نسبت به گروه کنترل وجود دارد. لوید و بوچین^۳ دریافتند که مدیال گستروکنمیوس به‌عنوان تثبیت‌کننده داینامیک زانو عمل کرده و گشتاور ولگوس زانو را خنثی می‌کند. بنابراین حرکت زانو به سمت داخل ممکن است ناشی از کاهش قدرت پلنتارفلکشن مچ پا به‌ویژه مدیال گستروکنمیوس باشد (۲). در پژوهش حاضر قدرت ایزومتریک پلنتارفلکشن با زانوی راست که به‌طور شایان توجهی عضله گستروکنمیوس را درگیر می‌کند (۲)، ارزیابی شد. براساس این یافته‌ها ضعف مدیال گستروکنمیوس می‌تواند نقش مهمی در پیدایش ولگوس داینامیک زانو داشته باشد.

-
1. Worst quality
 2. Soleus-restricted ankle ROM
 - 3 .

برخی تحقیقات نقش قدرت عضلات روی کینتیک و کینماتیک زانو و ران در صفحه فرونتال را بررسی کرده‌اند (۱۳، ۱۵، ۲۹، ۱۶، ۱۱، ۷، ۵). این عضلات شامل ابداکتورها، اکستانسورها، اکسترنال روتیتورهای ران، همسترینگ، پلنتار فلکسورها و دورسی فلکسورهاست. تحقیقات زیادی نقش عضله گلوئتوس مدیوس را به‌عنوان یک ابداکتور ران و عضله گلوئتوس ماکزیموس را به‌عنوان یک اکسترنال روتیتور ران بررسی کرده‌اند، زیرا معتقدند قدرت کافی این عضلات می‌تواند در برابر اداکشن ران و اینترنال روتیشن ران مقاومت کند و در نتیجه ولگوس زانو را محدود کند (۱۰). کلابیورن و همکاران (۲۰۰۶) در بررسی ارتباط بین قدرت عضلات ران و زانو با ولگوس زانو گزارش کردند که ارتباط منفی و معناداری بین قدرت کانسنتریک و اسنتریک ابداکشن ران، فلکشن زانو و اکستنشن زانو با حرکت زانو به سمت ولگوس وجود دارد. آنها حرکت زانو در صفحه فرونتال را به‌صورت سه‌بعدی با دستگاه موشن آنالایز حین اسکات روی یک پا و قدرت را با دستگاه ایزوکینتیک و به‌صورت گشتاور ارزیابی کردند (۵). کرونین و همکاران (۲۰۱۶) نیز به بررسی اثر قدرت انفجاری عضلات ابداکتور و اکستانسور ران بر روی کینماتیک زانو و ران در صفحه فرونتال پرداختند. درحالی‌که نتایج آنها نشان داد ارتباطی بین گشتاور عضلات ابداکتور و کینماتیک زانو و ران در صفحه فرونتال وجود ندارد، اما زنان با قدرت انفجاری بیشتر اکستنشن ران حرکت اداکشن ران کمتر و ولگوس زانو کمتری هنگام انجام دادن حرکت پرش کات با یک پا نشان دادند (۷). آنها معتقدند حین حرکات برشی که ران در وضعیت نسبتاً ابداکشن و فلکشن قرار می‌گیرد، توانایی گلوئتوس مدیوس برای کنترل اداکشن ران ممکن است قابل تردید باشد، درحالی‌که گلوئتوس ماکزیموس به‌عنوان یک ابداکتور ران ممکن است نقش محوری در کنترل حرکت اداکشن ران و ولگوس زانو حین این نوع از کارها داشته باشد (۷).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین قدرت عضلات فلکسور، اکستانسور، ابداکتور، اینترنال و اکسترنال روتیتور ران، فلکسور و اکستانسور زانو و دورسی فلکسور مچ پا در دو گروه تفاوت معناداری وجود ندارد. همچنین تفاوت معناداری در سایر متغیرهای ارزیابی شده دامنه حرکتی ران بین دو گروه مشاهده نشد. در آزمودنی‌های پژوهش حاضر علت اولیه ایجاد ولگوس داینامیک، ایمبالانس عضلانی در مچ پا بوده، اما در بیشتر تحقیقات مشخص نشده که علت اصلی ولگوس داینامیک ایمبالانس عضلانی در مچ پا یا ران بوده است. بنابراین ممکن است در تحقیقاتی که نتایج آنها معنادار شده است، علت ولگوس داینامیک ایمبالانس عضلانی در ران باشد و معیار ورود افراد به تحقیقات بسیار مهم است. همچنین ممکن است آزمودنی‌های پژوهش حاضر دارای قدرت کافی عضلات ران باشند، اما این عضلات به‌طور

مؤثری حین اسکات برای جلوگیری از جابه‌جایی زانو به داخل فعال نشوند. بنابراین به‌نظر می‌رسد انجام تحقیقی مشابه با ارزیابی فعالیت عضلانی عضلات ران در آینده ضروری باشد.

در تحقیق پادوا و همکاران (۲۰۱۲) گزارش شده است آمپلیتودهای فعالیت عضلانی در عضلات اداکتور ران، گستروکنمیوس و تیبیالیس آنتریور در افراد با ولگوس داینامیک زانو نسبت به افراد بدون ولگوس داینامیک بیشتر است و زمانی که پاشنه بالا برده می‌شود، آمپلیتودهای فعالیت عضلانی تیبیالیس آنتریور کاهش می‌یابد (۲۲).

بل و همکاران گزارش کردند به منظور تشخیص اینکه علت اصلی^۱ ایجاد ولگوس پویا زانو، ایمبالانس عضلانی در ران یا مچ پاست، حین اجرای اسکات یک چوب (لبه^۲) به ارتفاع ۲ اینچ (۵/۰۸ سانتی‌متر) زیر پاشنه‌های فرد قرار داده می‌شود. اگر با بالا بردن پاشنه‌ها (رفع محدودیت دورسی فلکشن مچ پا) حین اجرای آزمون اسکات ولگوس زانو اصلاح شود، محدودیت‌های حرکتی مچ پا (کوتاهی عضله گستروکنمیوس) عامل اصلی ولگوس زانوست، زیرا بالا بردن پاشنه به پلنتار فلکشن مچ پا و سوپینشن و کاهش محدودیت دورسی فلکشن و در نهایت رفع پرونیشن منجر شده و راستای زانو حین حرکت اسکات طبیعی می‌شود (۱). بنابراین با توجه به اینکه آزمودنی‌های پژوهش حاضر نیز با همین روش انتخاب شدند و علت اصلی ولگوس داینامیک زانوی آنها ایمبالانس عضلانی در عضلات ساق پاست، این نتایج توجیه‌پذیر است که در مقایسه قدرت عضلات ران و دامنه حرکتی آن در دو گروه اختلاف معناداری مشاهده نشود.

جمع‌بندی

نتایج تحقیق حاضر با نتایج بل و همکاران (۲۰۰۸) همسوست؛ هر دو تحقیق از توانایی بالا بردن پاشنه‌ها حین اسکات روی هر دو پا برای افتراق ایمبالانس عضلانی ران و ساق حمایت می‌کند. کاهش قدرت پلنتار فلکشن که احتمالاً ناشی از ضعف مدیال گستروکنمیوس است، ممکن است عامل مؤثر در ایجاد ولگوس داینامیک زانو باشد. همچنین کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا که ممکن است ناشی از سفتی عضلات سولئوس و لترال گستروکنمیوس باشد نیز می‌تواند در بروز ولگوس داینامیک زانو مؤثر باشد. ایمبالانس عضلانی ران در افرادی که به این روش انتخاب می‌شوند، عامل اصلی پیدایش ولگوس زانو نیست.

-
1. Primary contributor
 2. Edge

به نظر می‌رسد مداخلات تمرینی اصلاحی با تمرکز بر بهبود قدرت و دامنه حرکتی می‌تواند حرکت زانو در صفحه فرونتال را در این افراد بهبود بخشد. همچنین کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن می‌تواند، به‌عنوان عامل مؤثری در تغییر الگوی حرکتی اندام تحتانی و یک ریسک‌فاکتور برای آسیب‌های زانو باید مورد توجه مربیان و پزشکان قرار گیرد.

منابع و مأخذ

1. Bell, D.R., et al., Two-and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting. *Journal of athletic training*, 2013. 48(4): p. 442-449.
2. Bell, D.R., D.A. Padua, and M.A. Clark, Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008. 89(7): p. 1323-1328.
3. Bennell, K.L., et al., The effects of hip muscle strengthening on knee load, pain, and function in people with knee osteoarthritis: a protocol for a randomised, single-blind controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 2007. 8(1): p. 121.
4. Boling, M., et al., Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 2010. 20(5): p. 725-730.
5. Claiborne, T.L., et al., Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of applied biomechanics*, 2006. 21(1): p. 41-50.
6. Cook, G., L. Burton, and B. Hoogenboom, Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function—part 1. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*, 2006. 1(2): p. 62.
7. Cronin, B., et al., Greater Hip Extension but Not Hip Abduction Explosive Strength Is Associated With Lesser Hip Adduction and Knee Valgus Motion During a Single-Leg Jump-Cut. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 2016. 4(4): p. 2325967116639578.
8. Dill, K.E., et al., Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing—lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of athletic training*, 2014. 49(6): p. 723-732.
9. Ford, K.R., et al., An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open access journal of sports medicine*, 2015. 6: p. 291.
10. Goto, S., The effects of an integrated exercise program on lower extremity biomechanics in females with medial knee displacement. 2015: THE UNIVERSITY OF NORTH CAROLINA AT CHAPEL HILL.
11. Heinert, B.L., et al., Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *Journal of sport rehabilitation*, 2008. 17(3): p. 243-256.

12. Hewett, T.E., G.D. Myer, and K.R. Ford, Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. 86(8): p. 1601-1608.
13. Hollman, J.H., et al., Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of sport rehabilitation*, 2009. 18(1): p. 104-117.
14. Hollman, J.H., et al., Modulation of frontal-plane knee kinematics by hip-extensor strength and gluteus maximus recruitment during a jump-landing task in healthy women. *Journal of sport rehabilitation*, 2013. 22(3): p. 184-190.
15. Homan, K.J., et al., The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013. 23(2): p. 411-415.
16. Jacobs ,C.A., et al., Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of athletic training*, 2007. 42(1): p. 76.
17. Joseph, A.M., et al., A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *Journal of athletic training*, 2013. 48(6): p. 810-817.
18. Kagaya, Y., Y. Fujii, and H. Nishizono, Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *Journal of Sport and Health Science*, 2015. 4(2): p. 182-187.
19. Malloy, P., et al., The association of dorsiflexion flexibility on knee kinematics and kinetics during a drop vertical jump in healthy female athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology ,Arthroscopy*, 2015. 23(12): p. 3550-3555.
20. Munro, A., L. Herrington, and M. Carolan, Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*, 2012. 21(1) :p. 7-11.
21. Norkin, C.C. and D.J. White, *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. 2016: FA Davis.
22. Padua, D.A., D.R. Bell, and M.A. Clark, Neuromuscular characteristics of individuals displaying excessive medial knee displacement. *Journal of athletic training*, 2012. 47(5): p. 525-536.
23. Patrek, M.F., et al., Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *Journal of athletic training*, 2011. 46(1): p. 31-42.
24. Piva, S.R., E.A. Goodnite, and J.D. Childs, Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2005. 35(12): p. 793-801.
25. Rabin, A. and Z. Kozol, Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2010. 40(12): p. 792-800.
26. Rabin, A., Z. Kozol, and A.S. Finestone, Limited ankle dorsiflexion increases the risk for mid-portion Achilles tendinopathy in infantry recruits: a prospective cohort study. *Journal of foot and ankle research*, 2014. 7(1): p. 48.

27. Schmitz, R.J., S.J. Shultz, and A.-D. Nguyen, Dynamic valgus alignment and functional strength in males and females during maturation. *Journal of athletic training*, 2009. 44(1): p. 26-32.
28. Sigward, S.M., S. Ota, and C.M. Powers, Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2008. 38(11): p. 661-667.
29. Stickler, L., M. Goehring, and B. Kinne, The impact of hip strengthening and/or neuromuscular control on frontal plane knee kinematics and kinetics in females: a systematic review. *Physical Therapy Reviews*, 2016. 21(1): p. 10-16.
30. Thijs, Y., et al., Relationship between hip strength and frontal plane posture of the knee during a forward lunge. *British journal of sports medicine*, 2007. 41(11): p. 723-727.
31. Willy, R.W. and I.S. Davis, The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2011. 41(9): p. 625-632.

A Comparison of Range of Motion of Joints and Isometric Strength of Lower Extremity Muscles in Female Athletes with and without Dynamic Knee Valgus

Sareh Shahheidari^{*1} - Ali Asghar Norasteh² - Hasan Daneshmandi³

1. PhD Student of Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran 2. Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran 3. Associate Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

(Received:2017/2/26;Accepted:2017/7/11)

Abstract

The aim of this study was to compare isometric strength and range of motion (ROM) of lower extremity in female athletes with and without dynamic knee valgus. 48 healthy female athletes (age range 15-18 years) in two groups: those with dynamic knee valgus during squat movement that was corrected by a heel lift (n=24) and those with no dynamic knee valgus (n=24 as the control group) with no injury in the past participated in this study. Maximum isometric strength was measured in kilograms using a hand-held dynamometer and active ROM was measured in degrees with a standard plastic goniometer. Independent t test and MANOVA were used to analyze data ($P \leq 0.05$). The results showed that the group with dynamic knee valgus had significantly lower mean ankle dorsiflexion ROM (with right knee) ($F_{1,46}=5.503$, $P=0.023$) and isometric strength of ankle plantar flexion ($F_{1,46}=4.187$, $P=0.046$) than the control group. No other significant differences were observed between the groups. The subjects with dynamic knee valgus exhibited tight and weak lateral and medial gastrocnemius muscles. This result indicated that decreased ankle dorsiflexion ROM as a factor affecting the alteration of movement pattern of lower extremity and consequently a risk factor for knee injuries must receive the attention of clinicians and trainers.

Keywords

dynamic knee valgus, lower extremity, muscle strength , range of motion.

* . Corresponding Author: Email: S_shahheidary@yahoo.com, Tel: +989127271879