

Research Paper: Effect of Feedback Corrective Exercise on Knee Valgus and Electromyographic Activity of Lower Limb Muscles in Single Leg Squat

*Negar Kourosh Fard¹, Mohammad Hossein Alizadeh¹, Reza Rajabi¹, Elham Shirzad¹

1. Department of Sport Medicine and Health, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.

Received: 2 Aug. 2014
Accepted: 27 Feb. 2015

ABSTRACT

Objective The aim of this study was assessing the effect of feedback correcting exercise in front of mirror during running on frontal plane knee and pelvic kinematic and electromyography activity of some lower extremity muscles in single leg squat (SLS).

Materials & Methods The present research was a quasi-experimental study by pre-test, post-test design and control group. 23 active and healthy female subjects participated in two experimental and control groups with mean age (21.86 ± 2.43) years. The subjects were selected from among students of physical education in Tehran University through convenient sampling method. Experimental group contained subjects with knee valgus and pelvic drop angle more than a mean plus and one standard deviation of the population in functional SLS. Muscular activity (RMS) of gluteus maximus, Gluteus medius, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris and semitendinosus, angle of knee valgus and pelvic drop were registered in end of SLS before and after 8 training sessions. The variables were compared between two groups with independent t statistical test and pair sample t-test was done within each groups with significant level of 0.05 The SPSS (version 16) was applied for statistical analysis.

Results Statistical analysis before training showed no significant differences in pelvic drop between two groups ($P \geq 0.05$), but knee valgus angle was significantly more than control group ($P \leq 0.05$). However, most muscle activities (MVC%) were greater in experimental group, but except biceps femoris ($P \leq 0.05$), no significant difference ($P \geq 0.05$) has been observed in two groups. Comparing pre and post test showed no significant difference in knee valgus of experimental group, however it decreased around 2 degrees and although MVC% decreased in all muscles, just rectus femoris has shown significant difference ($P \leq 0.05$). No significant difference has seen in control group in all variables ($P \geq 0.05$).

Conclusion Findings showed poor neuromuscular control in experimental group which has been improved to some extent after training because lower muscle activity and energy consumption in specific movement with similar kinematic indicates improvement of motor control or learning. It seems that mirror corrective exercise is responsible for learning by activating mirror neurons. Also decreasing muscular activity in movements will decrease fatigue, and since many injuries are related to fatigue, it can be stated that by decreasing fatigue, injuries probably will decrease. Although, there is some evidence that this training may cause positive changes in knee valgus and lower limb neuromuscular activity, but more researches are needed to be done in order to reach certain results.

Keywords:

Feedback, Knee valgus, Electromyography, Squat, Dynamic malalignment

* Corresponding Author:

Negar Kooroshfard, PhD Candidate

Address: Department of Sport Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, between 15th and 16th St., North Kargar st., Tehran, Iran.

Tel: +98 (711) 84311747

E-Mail: nkooroshfard@ut.ac.ir

اثر تمرین اصلاحی فیدبکی بر والگوس زانو و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در اسکات یک پا

*نگار کورش فرد^۱، محمدحسین علی‌زاده^۱، رضا رجبی^۱، الهام شیرزاد^۱

۱- گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

چکیده

تاریخ دریافت: ۱۱ مرداد ۱۳۹۳

تاریخ پذیرش: ۸ اسفند ۱۳۹۳

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر تمرین اصلاحی فیدبکی حین دویدن در مقابل آینه بر کینماتیک زانو و لگن در صفحه فرونتال و فعالیت عضلانی برخی از عضلات اندام تحتانی در اسکات یک پا (SLS) بود.

روش بررسی: این مطالعه به روش نیمه تجربی به صورت مطالعه پیش آزمون - پس آزمون و گروه کنترل انجام شد که تعداد ۲۳ آزمودنی زن سالم و فعال با میانگین سنی (۲۱/۸۶±۲/۴۳) به روش نمونه‌گیری در دسترس از میان دانشجویان تربیت‌بدنی دانشگاه تهران انتخاب شدند و در دو گروه تمرینی و کنترل در این مطالعه شرکت کردند. گروه تمرینی شامل افرادی بود که در تست عملکردی SLS دارای زاویه افت لگن و والگوس زانوی بیشتری از مجموع میانگین و یک انحراف معیار جامعه بودند. قبل و بعد از ۸ جلسه تمرین، فعالیت عضلانی (RMS) عضلات سرینی بزرگ، سرینی میانی، راسترانی، مایل داخلی، مایل خارجی، دوسر رانی و نیمه‌وتری، زاویه افت لگن و والگوس زانو در انتهای SLS ثبت شد. مقایسه متغیرهای بین دو گروه توسط آزمون آماری تی مستقل و مقایسه در هر گروه توسط تی زوجی، با سطح معنادار ۰/۰۵ صورت گرفت. برای تحلیل آماری از نرم افزار spss نسخه ۱۶ استفاده شد.

یافته‌ها: قبل از تمرین، نتایج تحلیل آماری تفاوت معناداری در زاویه افت لگن بین دو گروه نشان نداد ولی زاویه والگوس زانو در گروه تجربی به شکل معناداری بیشتر از گروه کنترل بود ($P < 0.05$). هرچند فعالیت عضلانی (MVC%) در تمامی عضلات گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل بود، ولی به‌غیر از عضله دوسر رانی ($P < 0.05$) تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$). نتایج مقایسه قبل و بعد از تمرین در گروه تجربی تفاوت معناداری در کاهش والگوس زانو نشان نداد ($P > 0.05$)، با این وجود والگوس زانو حدود ۲ درجه کاهش یافت و علی‌رغم کاهش MVC% در تمامی عضلات، تنها عضله راسترانی کاهش معناداری نشان داد ($P < 0.05$). در گروه کنترل نیز تفاوت معناداری در هیچ‌یک از متغیرها مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: یافته‌ها نوعی ضعف عصبی عضلانی را در گروه تمرینی نشان می‌دهد که به دنبال تمرین تا حدی بهبود یافته است؛ چراکه فعالیت و صرف انرژی کمتر عضلانی برای انجام حرکت خاص با کینماتیک مشابه نشان‌دهنده بهبود کنترل حرکتی یا ایجاد یادگیری است. به نظر می‌رسد تمرین اصلاحی مقابل آینه با فعال کردن نورون‌های آینه‌ای عامل اصلی این یادگیری باشد. از طرفی فعالیت کمتر عضلانی در حرکات، کاهش خستگی را به دنبال دارد و از آنجاکه بسیاری از آسیب‌ها با خستگی ارتباط دارد، می‌توان گفت با کاهش خستگی احتمالاً بروز آسیب نیز کاهش می‌یابد. هرچند شواهدی وجود دارد که این تمرینات باعث تغییرات مثبتی در والگوس زانو و فعالیت عصبی-عضلانی اندام تحتانی می‌شود، اما برای نتیجه‌گیری قطعی انجام مطالعات بیشتر مورد نیاز است.

کلید واژه:

فیدبک، والگوس زانو، الکترومایوگرافی، اسکات، ناراستایی پویا

مقدمه

حرکات همچنین قدرت و فعالیت نامناسب عضلات اشاره کرد [۱-۵] بنابراین، اصلاح کینماتیک همراه با بهبود عملکرد عضلات اندام تحتانی می‌تواند نقش مهمی در پیشگیری از آسیب داشته باشد. در این راستا مطالعات گوناگون، اثر انواع تمرینات با برنامه‌های تمرینی متفاوت را با هدف پیشگیری از آسیب مورد بررسی قرار داده است که در این میان می‌توان به تمرینات فیدبکی اشاره نمود. تمرین فیدبکی نوعی اطلاعات حسی وابسته به حرکت است که

با توجه به شیوع قابل توجه آسیب در مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه مفصل زانو، پیشگیری از آسیب همواره مورد توجه محققین مختلف بوده است. مطالعات مختلف به بررسی عوامل خطر مرتبط با آسیب اندام تحتانی پرداخته است که از جمله این عوامل می‌توان به ناراستایی داینامیک در اندام تحتانی مانند والگوس زانو در حین

* نویسنده مسئول:

دکتر نگار کورش فرد

نشانی: تهران، خیابان کارگر شمالی، بالاتر از تقاطع جلال آل احمد، بین خیابان پانزدهم و شانزدهم، دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه تهران، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی.

تلفن: ۸۴۳۱۷۴۷ (۷۱۱) +۹۸

رایانامه: nkooroshfard@ut.ac.ir

پیچیده و گران قیمت مانند سیستم تحلیل سه‌بعدی صورت گرفته است که امکان دسترسی به آن را مشکل می‌سازد. در این میان تنها یک مطالعه از آینه برای ارائه فیدبک بهره برده است. با توجه به منابع در دسترس محقق، مطالعه‌ای که با هدف پیشگیری از آسیب در ورزشکاران از تمرینات اصلاحی همراه با فیدبک به‌منظور بهبود راستای دینامیک اندام تحتانی یا بهبود فعالیت عضلانی حین حرکات استفاده کرده باشد، بر روی افراد غیرآسیب‌دیده یا افراد سالم دارای خطر عامل آسیب اندام تحتانی صورت نگرفته است. از این رو هدف از اجرای تحقیق حاضر، بررسی اثر تمرینات اصلاحی فیدبکی حین دویدن (با استفاده از ابزار ساده‌ای همچون آینه) با تکیه بر کنترل حرکات لگن و زانو بر کینماتیک لگن و زانو در صفحه فرونتال و همچنین فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات اندام تحتانی در اسکات یک پا (SLS)^۳ است.

روش بررسی

تحقیق حاضر، تحقیقی نیمه‌تجربی و به‌صورت پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل بود. این مطالعه در دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه تهران در پاییز سال ۱۳۹۲ انجام شد. جامعه مورد مطالعه، دانشجویان دختر دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه تهران بودند و نمونه‌ها با توجه به معیارهای ورود و خروج و پس از آزمون غربالگری انتخاب شدند.

شرایط ورود به مطالعه شامل داشتن فعالیت بدنی منظم حداقل ۳ جلسه در هفته به‌مدت ۳۰ دقیقه یا بیشتر [۲۴]، همگنی دو گروه از نظر قد و وزن و شاخص توده بدنی (BMI) و همسانی تعادل پویا و انعطاف‌پذیری مناسب در هامسترینگ بود. معیارهای خروج [۲۴] نیز شامل سابقه جراحی در اندام تحتانی و گزارش آسیب و درد در اندام تحتانی در ۳ ماه گذشته که نیاز به درمان پزشکی داشته است، بود.

ابتدا تعداد ۷۰ نفر با نمونه‌گیری در دسترس برای غربالگری مورد بررسی قرار گرفتند و تعداد ۲۳ نفر واجد شرایط وارد مطالعه شدند به‌گونه‌ای که ۱۱ نفر در گروه کنترل و ۱۲ نفر در گروه تجربی قرار گرفت. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات توسط دستگاه EMG^۴ ۱۶ کاناله (Mega Win) و کینماتیک زانو و لگن در صفحه فرونتال توسط دوربین سرعت بالا (۳۰۰ Hz) قبل و پس از تمرین مورد بررسی قرار گرفت.

در غربالگری که شامل آزمون SLS بود، آزمودنی‌ها ۳ بار حرکت SLS را روی پای غالب با سرعت دلخواه انجام می‌دادند و میزان پایین‌رفتن نیز تا حدی بود که آزمودنی بتواند تعادل خود را حفظ کند. در انتها، حرکت توسط دوربین دیجیتالی معمولی تصویری ثبت می‌شد و سپس توسط نرم‌افزار زاویه‌سنج میزان افت لگن و

اطلاعاتی در رابطه با حرکت فراهم می‌کند [۶] و با استفاده از این اطلاعات، تغییر و اصلاح حرکت امکان‌پذیر می‌شود.

فیدبک اطلاعاتی است که هم‌زمان با حرکت از فرد ثبت می‌شود و به شکل‌های مختلف از قبیل دیداری، شنیداری و لامسه‌ای به فرد بازخورد داده می‌شود. در بیشتر این تحقیقات اطلاعات بیومکانیکی حرکت با استفاده از سیستم‌های تحلیل حرکت از طریق نمایشگر، به‌صورت لحظه‌ای به فرد بازخورد داده می‌شود تا فرد به شکل ارادی حرکت را اصلاح کند [۷]. محققین از این تمرینات جهت اصلاح الگوی حرکتی و کاهش خطر آسیب [۷-۹] یا بهبود مشکلات اسکلتی-عضلانی [۷، ۱۰] استفاده کرده‌اند. برای مثال در افراد دارای استئوآرتریت یا مستعد به استئوآرتریت، استفاده از تمرینات همراه با فیدبک باعث کاهش گشتاور اداکتوری و بهبود راستای دینامیک زانو می‌شود که مرتبط با کاهش عوارض یا بروز استئوآرتریت است [۱۱-۱۴].

از تمرینات فیدبکی در افراد دارای الگوی راه‌رفتن اردک‌وار [۹]، افراد دارای سندرم درد کشکی رانی [۷، ۱۰] و همچنین برای کاهش شکستگی فشاری دُرشتنی [۱۷-۱۵] استفاده شده است که تقریباً در تمامی مطالعات این تمرینات اثربخش گزارش شده‌اند. از جمله تحقیق نهرن و همکاران در سال ۲۰۱۱ که نتایج آن نشان داد استفاده از تمرین بازآموزی گام‌برداشتن همراه با فیدبک آبی کینماتیکی موجب اصلاح مکانیک غیرطبیعی ران شده است [۱۰].

در زمینه پیشگیری از آسیب زانو نیز از تمرینات فیدبکی استفاده شده است. مایر (۲۰۱۴) روش فیدبک را با استفاده از دوربین حین تمرین پرش تاک به‌کار گرفت و نتایج نشان داد که کینماتیک حرکت در تست پرش عمودی بهبود یافت [۱۸]. همچنین مطالعات دیگری نیز از فیدبک آبی حین تمرین پرش تاک استفاده کرده و نشان داده‌اند که این تمرینات می‌تواند از آسیب زانو جلوگیری کند [۱۹]. استروب و همکاران (۲۰۱۳) نیز از فیدبک حین تمرین پرش تاک استفاده کرده و نشان داده‌اند که این تمرینات باعث بهبود والگوس زانو در حرکات می‌شود [۲۰]. برخی از پژوهشگران نیز از تمرین فیدبکی در تمرینات پلیومتریک استفاده کرده‌اند که نتایج نشان داد این تمرینات تأثیر متوسطی بر کاهش خطر عامل آسیب ACL^۲ داشته است [۲۱-۲۳].

مرور تحقیقات نشان می‌دهد که بیشتر مطالعات از این تمرینات برای تغییر کینماتیک یا کینماتیک حرکات استفاده کرده‌اند، اما مطالعه‌ای که اثر این تمرینات را بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بررسی کرده باشد، محدود است. همچنین بیشتر مطالعات انجام‌شده بر روی افراد آسیب‌دیده با هدف تغییر مکانیک حرکات یا کاهش درد بوده است. در مطالعات قبلی ارائه فیدبک توسط ابزار

۳. Single Leg Squat
۴. Electromyography

۱. Vertical drop jump test
۲. Anterior Cruciate Ligament-

مرجع نیز در نقطه‌ای دورتر قرار داده شد.

میزان فعالیت الکتریکی عضله در حرکت SLS بعد از قرار گرفتن در پایین‌ترین حد ممکن به مدت ۲ ثانیه ثبت می‌شد که ۱ ثانیه وسط به منظور تعیین فعالیت الکترومایوگرافی [۸] مورد تحلیل قرار می‌گرفت.

محل قرارگیری الکترودهای الکترومایوگرافی با توجه به منبع Seniam^۵ به صورت ذیل تعیین و در نظر گرفته شد [۲۷]:

۱- عضله سیرینی میانی: فرد روی یک دست دراز کشیده و ۵۰ درصد فاصله بین ستیغ خارصه با برجستگی بزرگ استخوان ران؛

۲- عضله واستوس داخلی: با ۸۰ درصد فاصله بین خار خارصه‌ای قدامی فوقانی ASIS^۶ تا بخش قدام لیگامان داخلی زانو؛

۳- عضله واستوس خارجی: ۲/۳ حدفاصل ASIS تا لبه خارجی کشکک؛

۴- عضله دوسررانی: ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی کندیل خارجی؛

۵- عضله نیمه‌وتری: ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی کندیل خارجی. برای طبیعی کردن داده‌های الکترومایوگرافی، میانگین فعالیت عضلات بر حداکثر فعالیت عضلانی MVC^۷ تقسیم شد.

به منظور تعیین MVC عضله سیرینی بزرگ و عضلات هامسترینگ به ترتیب به اکستنشن هیپ و خم شدن زانو درحالی که فرد به شکم خوابیده و برای سیرینی میانی به آبداکشن هیپ درحالی که فرد به پهلو خوابیده مقاومت اعمال شد [۲۸]. برای عضلات بازکننده زانو فرد لیه تخت می‌نشست و فرد حداکثر تلاش خود را برای باز کردن زانو انجام می‌داد، درحالی که زانو در زاویه تقریباً ۸۰ درجه خم شدن قرار دارد [۲۹].

مداخله تمرینی شامل ۸ جلسه و به مدت ۲ هفته تمرین اصلاحی حین دویدن بر روی تردمیل با سرعتی که برای فرد راحت بود- انجام گرفت [۲۷]. در این برنامه تمرینی برای کنترل حرکت لگن و زانو در صفحه فرونتال، از فیدبک کلامی و بینایی استفاده شد. قبل از شروع تمرین، نحوه دویدن صحیح و نادرست به فرد نشان داده شد (نحوه دویدن غلط شامل ایجاد افت لگن در سمت مقابل و حرکت زانو به سمت داخل در مرحله تحمل وزن دویدن و نحوه دویدن صحیح کنترل حرکات لگن و زانو بود). در این میان از فرد خواسته شد تا در هر بار گام برداری از افت لگن در سمت مقابل و همچنین در مفصل زانو از ایجاد والگوس و حرکت زانو به سمت داخل جلوگیری کند. به این ترتیب که به

والگوس زانو در این حرکت ثبت می‌شد [۲۵]. بعد از جمع‌آوری اطلاعات آزمودنی‌ها که زاویه افت لگن و والگوس زانوی آنها از میانگین به اضافه یک انحراف معیار بیشتر بود، به عنوان گروه با ناراستایی پویا (گروه تجربی) و افراد با زاویه افت لگن و والگوس زانوی کمتر از میانگین منهای یک انحراف معیار، به عنوان افراد طبیعی (گروه کنترل) انتخاب شدند.

پس از دریافت اطلاعات قد و وزن نمونه‌ها و سنجش تعادل پویای افراد توسط آزمون ستاره با استفاده از آناتومی سطحی برجستگی خار خارصه‌ای قدامی فوقانی دو سمت، وسط کشکک و برجستگی دژشتنی پای غالب، توسط نشانگر مشخص شد. سپس الکترودهای سطحی الکترومایوگرافی بر روی عضلات و دستگاه الکتروگونیا متر جهت ثبت زاویه خم شدن زانو به مفصل زانو متصل شد. در مرحله بعد از فرد خواسته شد طوری بایستد تا پای مورد آزمون در جایگاهی که روی زمین مشخص شده روبه‌روی دوربین دیجیتال قرار گیرد.

نحوه انجام تست به فرد توضیح داده شد که به نحوی حرکت را انجام دهد که هنگام پایین رفتن زانو از لبه قدامی انگشتان جلوتر نرود. سپس فرد به منظور آشنایی با آزمون، چندبار حرکت SLS را انجام می‌داد. پس از آن، الکتروگونیا متر منعطف بر روی کناره خارجی پا قرار گرفت، به طوری که یک سر آن توسط چسب دوطرفه روی سمت خارجی ساق و سر دیگر روی سمت خارجی ران قرار گیرد. بدین ترتیب میزان زاویه خم و راست شدن زانو به ثبت رسید [۲۶].

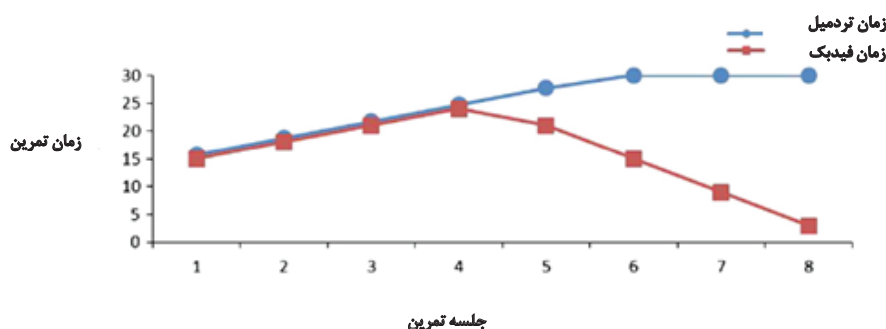
از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد تا حرکت SLS را روی پای غالب انجام دهند (پای غالب براساس ترجیح فرد برای زدن توپ فوتبال تعیین شد [۱۷]) و تاجایی که امکان داشت بدون برهم خوردن تعادل، در مدت ۲ ثانیه پایین بروند [۲۵]. سپس ۲ ثانیه توقف کند، سرعت پایین رفتن توسط مترونوم کنترل شد؛ به طوری که مرحله پایین رفتن ۲ ثانیه طول می‌کشید. در انتهای حرکت، دوربین فرکانس بالا تصویری از نمای قدامی ثبت کرد که ۱ ثانیه وسط توسط نرم‌افزارهای تحلیل ویدئویی جهت برآورد زوایای افت لگن و والگوس زانو مورد استفاده قرار گرفت.

زاویه افت لگن براساس زاویه بین خط افق و خطی که برجستگی خار خارصه قدامی فوقانی دو سمت را به هم متصل می‌کرد، تعیین می‌شد و زاویه والگوس زانو براساس تعیین زاویه حاده بین دو خطی که از خار خارصه قدامی فوقانی همان سمت با مرکز کشکک و خط عبوری از مرکز کشکک و برجستگی تیبیا رسم می‌شد، تعیین شد.

ابتدا جهت کاهش مقاومت، پوست موضع توسط پنبه و الکل تمیز شد. سپس ۲ الکتروده سطحی که فاصله مرکز آنها از هم ۲ سانتی متر بود به موازات فیبرهای عضلانی بر روی پوست به نحوی که در ادامه شرح داده می‌شود- قرار گرفت. الکترودهای

۵. www.seniam.org
۶. Anterior superior iliac spine
۷. Maximum voluntary contraction

شکل ۱. برنامه تمرینی.



توانبخشی

توجه به آزمون غربالگری در دو گروه تجربی و کنترل قرار گرفتند. ویژگی آنترپومتریکی و تعادل پویای افراد در نمودار شماره ۱ نشان داده شده است. یافته‌ها نشان داد بین دو گروه در این موارد اختلاف معناداری وجود نداشت ($P > 0.05$).

نتایج حاصل از مقایسه زاویه افت لگن بین دو گروه (کنترل و تجربی) قبل برنامه تمرینی نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری بین افت لگن در صفحه فرونتال در انتهای حرکت SLS وجود ندارد ($P > 0.05$) در گروه تجربی و کنترل، مقایسه زاویه افت لگن قبل و بعد از تمرین تفاوت معناداری را نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول ۱). نتایج حاصل از مقایسه واگوس زانو در انتهای حرکت SLS قبل از تمرین تفاوت معناداری را بین دو گروه کنترل و تجربی نشان داد ($P \leq 0.05$)؛ به نحوی که در گروه تجربی حدود ۱۰ درجه واگوس بیشتری مشاهده شد (جدول ۱).

بعد از انجام دو هفته تمرینات اصلاحی فیدبکی نتایج آزمون آماری هیچ تفاوت معناداری را در تغییر زاویه واگوس زانو در انتهای SLS نشان نداد ($P > 0.05$)، ولی میانگین زاویه واگوس زانو در حدود ۲ درجه کاهش یافت. هرچند این میزان از نظر آماری معنادار نبود. همچنین در گروه کنترل در زاویه واگوس زانو قبل و بعد از گذشت دو هفته تمرینات اصلاحی تفاوت معناداری مشاهده نشد. ($P > 0.05$) (جدول ۱).

قبل از اعمال تمرینات بین فعالیت عضلانی [۸] عضلات سرینی بزرگ، سرینی میانی، راسترانی، واستوس داخلی و خارجی، دوسررانی و نیمه‌وتری تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$)، اما همگی عضلات در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل، فعالیت عضلانی بیشتری را نشان دادند؛ به ویژه عضله سرینی بزرگ، راسترانی و دوسررانی که به ترتیب ۱۲/۱۵٪ و ۱۳/۰۸٪ و ۸/۸۹٪ فعالیت بیشتری را نسبت به گروه کنترل نشان دادند، هرچند از نظر آماری تفاوت معناداری با گروه کنترل نداشتند.

بعد از اعمال تمرینات در گروه تجربی، میزان فعالیت عضلانی تنها در عضله راسترانی تفاوت معناداری را نشان داد ($P \leq 0.05$)؛ به طوری که میانگین فعالیت عضلانی بعد از تمرین در گروه تجربی

فرد دستورالعمل‌هایی مبنی بر اینکه «زانوها از هم فاصله داشته باشند»، «کاسه زانو روبرو را نگاه کند»، «عضلات باسن خود را منقبض کند و به هم فشار دهد» و «لگن را در یک سطح حفظ کند» داده شد.

در حین تمرین آینه‌ای مقابل فرد قرار گرفت تا فرد حرکت خود را مشاهده و از ایجاد حرکت نادرست اجتناب کند (فیدبک بینایی). همچنین فیدبک کلامی توسط آزمونگر تنها در ابتدای جلسه تمرین با دادن دستورالعمل‌های فوق داده می‌شد و در صورتی که در حین تمرین فرد وضعیت صحیح را حفظ نمی‌کرد، فیدبک کلامی دوباره تکرار می‌شد.

در طی جلسات، مدت زمان دویدن روی تردمیل به تدریج افزایش یافت، به نحوی که از ۱۵ دقیقه به ۳۰ دقیقه در جلسه آخر رسید [۷، ۱۰، ۱۱، ۱۵]. همچنین میزان فیدبک به تدریج در طی جلسه آخر حذف شد (شکل ۱) تا وابستگی فرد به راهنمایی خارجی به سمت راهنمایی داخلی هدایت شود و یادگیری تقویت شود. در طی دوره تمرینی فرد اجازه نداشت به تنهایی و خارج از آزمایشگاه تمرین کند.

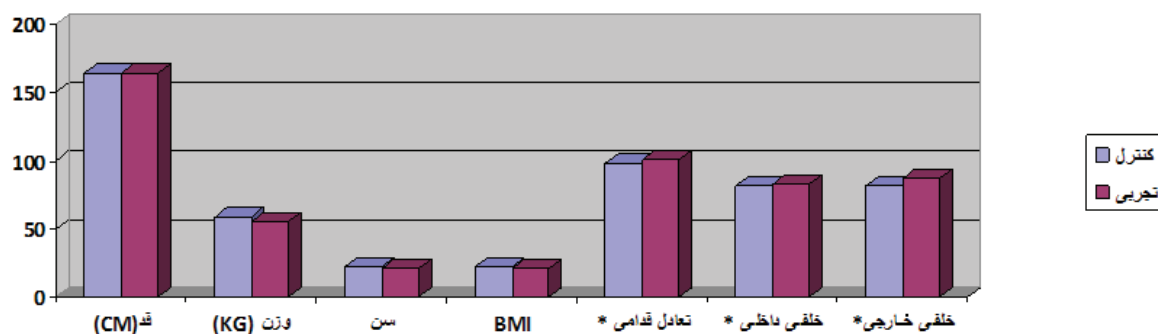
پس از جمع‌آوری اطلاعات در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون، کلیه داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ مورد ارزیابی قرار گرفت. به منظور تعیین طبیعی بودن داده‌ها از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف و برای مقایسه درون‌گروهی نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون، از آزمون تی زوجی^۱ استفاده شد. همچنین برای مقایسه بین‌گروهی (گروه کنترل و گروه تمرینی) در پیش‌آزمون از تی مستقل^۲ استفاده شد. سطح معناداری با آلفای ۰/۰۵ و اطمینان ۹۵٪ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در این مطالعه از میان ۷۰ نفر نمونه در دسترس، تعداد ۲۳ نفر در دامنه سنی ۱۹ تا ۲۹ سال به شکل در دسترس انتخاب و با

۱ Repeated measure
۲ Independent t-test

نمودار ۱. مقایسه متغیرهای آنتروپومتریک و تعادل پویای افراد در گروه کنترل و تجربی.



*: مقادیر مربوط به تعادل آزمون ستاره در عدد ۱۰۰ ضرب شده است.

توانبخشی

مرتبط بود [۳۱] که با این مطالعه متفاوت است، ولی برخی دیگر مانند نوگیان و همکاران در سال ۲۰۱۱ بیان کردند که فعالیت بیشتر الکترومایوگرافی سرینی بزرگ با افزایش والگوس زانو در SLS مرتبط است [۳۲] که این یافته همسو با نتایج این مطالعه است. هرچند در این مطالعه قدرت عضلات سنجیده نشده است، اما ممکن است فعالیت بیشتر سرینی بزرگ ثانویه به دلیل ضعف عضلاتی عضلات گلوتهال باشد [۳۳] که به صورت جبرانی فعالیت EMG (فراخوانی عضلانی) را افزایش داده باشد؛ چراکه در حرکت اسکات برای کنترل گشتاور حاصل از جابه‌جایی قدامی مرکز ثقل به فعالیت اکتنسورهای هیپ نیاز بیشتری است.

در رابطه با عضله سرینی میانی، با توجه به نقش عضله در کنترل حرکات لگن در صفحه فرونتال و عدم تفاوت در افت لگن بین دو گروه، نتایج حاصل منطقی به نظر می‌رسد که بین فعالیت عضلانی تفاوتی مشاهده نشده است، ولی از آنجاکه میزان والگوس متفاوتی در زانو مشاهده شده است، این مطالعه نتایج برخی مطالعات دیگر را که فعالیت این عضله را بر والگوس زانو مؤثر نشان داده‌اند، چندان تأیید نمی‌کند. از طرفی عضله سرینی میانی با افزایش خم‌شدن هیپ بیشتر به جای اداکشن هیپ نقش کنترل چرخش داخلی هیپ را به عهده دارد [۳۴].

بنابراین منطقی است که در انتهای حرکت اسکات که هیپ در وضعیت خم‌شدن قرار دارد، عضله سرینی میانی نتواند والگوس زانو را که در نتیجه ایجاد اداکشن هیپ (یا عدم کنترل اداکشن هیپ) ایجاد می‌شود، کنترل کند یا حداقل نقش کمی داشته باشد.

در رابطه با عضله کوادریسپس، عضلات مایل داخلی و خارجی تفاوت چندانی را بین دو گروه نشان ندادند اما عضله راست‌رانی تفاوت قابل توجهی را نشان داده است که مشابه تحقق زلز است. زلز نشان داد افرادی که والگوس بیشتری در اسکات یک پا دارند عضله راست‌رانی آنها فعالیت عضلانی بیشتری دارد [۳۵]. در مقایسه با گروه کنترل، عضله هامسترینگ به‌ویژه دوسرانی فعالیت بیشتری را از خود نشان داده است. فعالیت بیشتر هامسترینگ

۱۳٪ کاهش یافته بود. در دیگر عضلات علی‌رغم آنکه تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$)، اما فعالیت عضلانی در تمام عضلات کاهش یافت. (جدول ۱).

بحث

در مطالعه حاضر، کینماتیک زانو و لگن در صفحه فرونتال و فعالیت EMG برخی عضلات اندام تحتانی در دو گروه شامل افراد با ناراستایی پویا در زانو در حرکت SLS و گروه کنترل مقایسه شد. سپس اثر نوعی تمرین اصلاحی فیدبکی بر تغییرات این پارامترها مورد بررسی قرار گرفت. در رابطه با متغیرهای کینماتیکی، نتایج مقایسه اولیه نشان داد که دو گروه تنها از نظر میزان والگوس زانو تفاوت داشتند و گروه تجربی در حدود ۱۰ درجه والگوس بیشتری را نشان داد، ولی در میزان افت لگن باهم تفاوتی نداشتند که با پیش‌فرض اولیه مبنی بر تفاوت دو گروه در هر دو عامل کینماتیکی (براساس آزمون غربالگری) مطابقت نداشت. همچنین تفاوت حدود ۱۰ درجه در والگوس زانو بین دو گروه، اختلاف قابل توجهی را نشان داد.

در رابطه با فعالیت عضلانی نیز مقایسه اولیه بین دو گروه، به‌غیر از عضله دوسرانی تفاوت معناداری را بین فعالیت عضلانی نشان نداد. در تحقیق هولمن و همکاران در سال ۲۰۱۳ نیز بین فعالیت عضلانی اندام تحتانی در SLS در دو گروه خوب و ضعیف که براساس آزمون عملکردی حین انجام آزمون اسکات تقسیم‌بندی شده بود، همانند این مطالعه تفاوت معناداری مشاهده نشد [۳۰].

هرچند فعالیت بیشتر عضلات در این مطالعه از نظر آماری معنادار نبود، ولی در گروه تجربی تمامی عضلات میزان فعالیت بیشتری را در انتهای حرکت اسکات نشان دادند که در این میان سرینی بزرگ، راست‌رانی و دوسرانی تفاوت قابل توجهی داشتند.

برخی از مطالعات در مورد عضله سرینی بزرگ، بین فراخوانی عضله سرینی بزرگ با حرکات زانو در صفحه فرونتال همبستگی نشان دادند؛ به‌طوری‌که فعالیت بیشتر این عضله با کاهش والگوس

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار متغیرهای تحقیق در دو گروه کنترل و تجربی و مقدار عدد p قبل و بعد از تمرین.

P-value	گروه تجربی	گروه کنترل	
۰/۰۰۴	۲۱/۴۰±۷/۰۰	۱۲/۳۵±۶/۴۹	پیش آزمون
	۱۹/۵۲±۶/۰۱	۱۳/۱۱±۶/۷۱	پس آزمون
	۰/۴۹۳	۰/۶۷۲	P-value
۰/۸۶۲	-۱/۵۳±۲/۶۶	-۱/۸۱±۴/۳۳	پیش آزمون
	-۱/۲۶±۲/۰۹	-۲/۴۵±۳/۰۶	پس آزمون
	۰/۷۹۵	۰/۶۳۸	P-value
۰/۴۵۴	۶۱/۹۹±۱۰/۷۱	۵۸/۹۱±۷/۶۰	پیش آزمون
	۶۱/۲۲±۸/۰۹	۶۳/۹۵±۹/۹۰	پس آزمون
	۰/۷۹۶	۰/۲۰۱	P-value
۰/۰۵۹	۴۱/۶۲±۱۵/۷۰	۲۹/۴۷±۸/۳۴	پیش آزمون
	۳۵/۵۲±۱۶/۵۸	۲۱/۲۱±۱۴/۲۹	پس آزمون
	۰/۰۵۶	۰/۶۹۷	P-value
۰/۶۴۰	۳۲/۰۹±۱۶/۲۴	۲۸/۰۵±۱۹/۵۰	پیش آزمون
	۳۳/۰۴±۹/۰۸	۲۸/۴۳±۷/۵۳	پس آزمون
	۰/۱۸۷	۰/۲۹۹	P-value
۰/۲۸۹	۷۵/۳۷±۱۲/۶۵	۶۸/۷۲±۱۵/۸۸	پیش آزمون
	۵۶/۲۲± ۱۲/۳۳	۶۷/۸۴± ۹/۳۰	پس آزمون
	۰/۰۰۲	۰/۱۳۷	P-value
۰/۶۶۳	۸۴/۸۰±۷/۷۵	۸۳/۰۷±۹/۸۳	پیش آزمون
	۷۷/۵۷±۱۴/۳۰	۸۰/۷۲±۱۰/۸۱	پس آزمون
	۰/۰۹۳	۰/۲۸۸	P-value
۰/۷۸۵	۸۴/۵۶±۱۱/۴۴	۸۳/۱۸±۱۱/۴۸	پیش آزمون
	۸۱/۴۴±۱۵/۶۶	۸۱/۲۶±۹/۷۹	پس آزمون
	۰/۴۶۱	۰/۲۰۱	P-value
۰/۰۴۷	۲۱/۱۰±۱۲/۶۹	۱۲/۲۴±۴/۷۵	پیش آزمون
	۱۶/۴۹±۸/۱۷	۱۴/۱۳±۴/۵۹	پس آزمون
	۰/۳۴۷	۰/۲۹۳	P-value
۰/۱۴۵	۱۵/۰۰±۶/۶۹	۱۱/۰۸±۴/۷۴	پیش آزمون
	۱۲/۲۴±۶/۷۷	۱۱/۴۱±۵/۹۴	پس آزمون
	۰/۱۵۹	۰/۱۷۱	P-value

توانبخشی

اما وجود والگوس زانو فشار روی لیگامان را افزایش می‌دهد و در نتیجه مشخص نیست فعالیت بیشتر هامسترینگ چه میزان اثر محافظتی می‌تواند داشته باشد.

از طرفی نقش عضلات داخلی و خارجی هامسترینگ در

به دلیل ایجاد هم‌انقباضی با کوادریسپس، برای کاهش جابه‌جایی قدامی تیبیا و نیروی برشی قدامی در زانو مؤثر است [۳۶]. طبق تحقیقات انجام‌شده، در آسیب ACL دو عامل افزایش والگوس زانو و جابه‌جایی قدامی تیبیا مؤثر هستند [۳۷]؛ بنابراین ممکن است کاهش جابه‌جایی قدامی، فشار روی لیگامان را کاهش دهد

کنترل حرکات صفحه فرونتال زانو تا حدودی متفاوت است؛ به طوری که فعالیت مدیال هامسترینگ در محدود کردن والگوس زانو با کنترل حرکات در صفحه فرونتال مؤثر است [۳۴]. افرادی که فعالیت زودتر و بیشتری را در مدیال هامسترینگ در مرحله آماده سازی و تحمل بار در حرکت فرود داشتند، میزان والگوس کمتری را نشان دادند [۳۸، ۳۹]، ولی هامسترینگ خارجی با توجه به موقعیت مکانیکی خود، بیشتر باعث ایجاد والگوس در زانو می شود.

در مطالعه حاضر فعالیت عضلات هامسترینگ خارجی در مقایسه با گروه کنترل تفاوت زیادی را نشان داد، اما هامسترینگ داخلی تفاوت چندانی با گروه کنترل نداشته است؛ بنابراین، ممکن است والگوس بیشتر زانو در گروه تجربی ناشی از فعالیت بیشتر در هامسترینگ خارجی باشد. به طور کلی فعالیت بیشتر در این عضلات همراه کینماتیک ضعیف زانو نشان دهنده ضعف کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی در گروه تجربی است؛ زیرا فعالیت بیشتر عضلات نه تنها نتوانسته والگوس زانو را کنترل کند، بلکه فعالیت بیشتر به همراه مصرف انرژی بیشتر می تواند سبب خستگی زودتر نسبت به گروه کنترل باشد و می دانیم که بسیاری از آسیب ها با خستگی ارتباط دارد [۴۰]. بنابراین، این نتایج با پیش فرض ما مبنی بر ضعف کنترل عصبی-عضلانی در گروه تجربی و در نتیجه مستعد بودن این گروه به آسیب اندام تحتانی مطابقت دارد. چنانچه یافته های مطالعه ای نیز نشان داد افراد دارای آسیب ACL ۸ درجه والگوس بیشتری در حرکت فرود نسبت به افراد غیر آسیب دیده نشان دادند [۱].

نتایج این مطالعه همسو با مطالعه زلر و همکاران در سال ۲۰۰۳ است. آنان کینماتیک و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی را در حرکت اسکات بین زنان و مردان مقایسه کردند و نشان دادند که زنان ادکشن بیشتری در هیپ دارند و فعالیت تمام عضلات اندام تحتانی آنها بیشتر از مردان است. آنها نتیجه گیری کردند که عضلات اندام تحتانی در زنان به شکلی فعال می شود که کشش را روی ACL افزایش می دهد [۳۵].

در رابطه با اثر تمرین بر متغیرهای کینماتیکی، نتایج حاکی از عدم تأثیر معنادار تمرین بر افت لگن و والگوس زانو در گروه تمرینی بود. با این وجود با آنکه از نظر آماری نمی توان تمرین را اثربخش دانست، اما والگوس زانو در گروه تجربی حدود ۲ درجه نسبت به قبل از تمرین بهبود نشان داد. در مطالعه ای نشان داده شد که تغییرات اندک در راستای زانو در صفحه فرونتال در حرکت فرود تا حد زیادی بر آستانه آسیب ACL تأثیرگذار است و با تغییر ۲ درجه در راستای زانو، آستانه آسیب تا حد زیادی کاهش می یابد [۴۱]. با توجه به این مطالعه ممکن است همین کاهش ۲ درجه ای در والگوس بتواند در پیشگیری از آسیب، نقش محافظتی داشته باشد.

همچنین تمرینات بر فعالیت عضلانی تأثیر چندانی را نشان ندادند و علی رغم کاهش فعالیت عضلانی، تقریباً در تمامی عضلات تنها فعالیت عضله راست رانی کاهش معناداری را نشان داد که این نشان دهنده بهبود کنترل عصبی-عضلانی است؛ چراکه فرد توانسته است همان الگوی حرکتی با میزان والگوس مشابه را با فعالیت و تلاش عضلانی کمتر و در نتیجه مصرف انرژی کمتر ایجاد کند که از نظر عصبی-عضلانی یک مزیت به حساب می آید. از طرفی کاهش فعالیت راست رانی به معنای کاهش نیروی برشی قدامی بر تیبیا و در نتیجه کاهش فشار بر روی لیگامان ACL نیز است. اگرچه کاهش فعالیت عضلانی نتوانسته کینماتیک زانو را تغییر دهد، ولی ممکن است تغییر در فعالیت عضلانی روی گشتاور زانو در صفحه فرونتال تأثیر گذاشته باشد و میزان آن به حدی نبوده است که بتواند کینماتیک زانو را در صفحه فرونتال تغییر دهد.

نتایج تحقیق سیگوارد و همکاران در سال ۲۰۰۷ مشابه این مطالعه است. آنها در تحقیق خود فعالیت عضلانی زانو را در زنان و مردان حین حرکت کاتینگ مقایسه کرده و نشان دادند که در مرحله کاهش شتاب علی رغم عدم وجود تفاوت کینماتیکی در زانو، زنان دارای گشتاور بیشتری در صفحه فرونتال زانو بودند و کوادریسپس نیز فعالیت بیشتری را از خود نشان داد [۴۲].

بنابراین، تغییر در کنترل عصبی-عضلانی (فراخوانی عضلات) ممکن است کینماتیک مفاصل را بدون تغییر در کینماتیک زانو تغییر داده باشد که در اینجا مورد ارزیابی قرار نگرفته است. با توجه به مدت زمان کم این تمرینات و نبود زمان کافی برای هایپرتروفی و افزایش قدرت عضلانی، به نظر می رسد که مکانیزم اثر این تمرینات بیش از آنکه شامل افزایش قدرت باشد، دربرگیرنده ایجاد تغییر در کنترل عصبی-عضلانی باشد.

احتمالاً تغییرات مشاهده شده حاصل از ایجاد یادگیری حرکتی، از طریق عملکرد نورون های آینه ای است. نورون های آینه ای دسته خاصی از نورون ها هستند که هنگام مشاهده یک حرکت فعال می شوند و باعث ایجاد یادگیری مشاهده ای می گردند [۴۳]. بنابراین، احتمالاً استفاده از آینه جهت ارائه فیدبک، توانسته است از طریق فعال کردن نورون های آینه ای باعث ایجاد یادگیری حرکتی و تغییر عملکرد عصبی-عضلانی حین تمرین شود که این تغییرات به اسکات روی یک پا نیز انتقال یافته است.

از جمله محدودیت های تحقیق حجم کم نمونه و ویژگی تمرین یا میزان شدت و فرکانس کم جلسات تمرینی باشد. همچنین عدم معناداری نتایج ممکن است مرتبط با افراد شرکت کننده باشد؛ به نحوی که این احتمال وجود دارد که در صورت انتخاب گروه تمرینی از میان افراد غیرفعال یا آسیب دیده که دارای کنترل عصبی-عضلانی ضعیف تری نسبت به افراد فعال (گروه کنترل) باشند، تغییرات بیشتر و معناداری به دنبال تمرین مشاهده می شود.

- [11] Barrios JA, Crossley KM, Davis IS. Gait retraining to reduce the knee adduction moment through real-time visual feedback of dynamic knee alignment. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43(11):2208-13.
- [12] Wheeler JW, Shull PB, Besier TF. Real-time knee adduction moment feedback for gait retraining through visual and tactile displays. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2011; 133(4):041007.
- [13] Shull PB, Lurie KL, Cutkosky MR, Besier TF. Training multi-parameter gaits to reduce the knee adduction moment with data-driven models and haptic feedback. *Journal of Biomechanics*. 2011; 44(8):1605-9.
- [14] Hunt MA, Simic M, Hinman RS, Bennell KL, Wrigley TV. Feasibility of a gait retraining strategy for reducing knee joint loading: Increased trunk lean guided by real-time biofeedback. *Journal of Biomechanics*. 2011; 44(5):943-7.
- [15] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*. 2011; 26(1):78-83.
- [16] Riskowski JL. Gait and neuromuscular adaptations after using a feedback-based gait monitoring knee brace. *Gait & Posture*. 2010; 32(2):242-7.
- [17] Davis IS, Crowell HP, Fellin RE, Altman AR. Reduced impact loading following gait retraining over a 6-month period. *Gait & Posture*. 2009; 30:4-5.
- [18] Myer GD, Stroube BW, DiCesare CA, Brent JL, Ford KR, Heidt RS, et al. Augmented feedback supports skill transfer and reduces high-risk injury landing mechanics: A double-blind, randomized controlled laboratory Study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013; 41(3):669-77.
- [19] Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003; 33(11):671-6.
- [20] Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Multi-segment coordination: fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2001; 33(7):1157-67.
- [21] Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*. 2004; 134(1):37-43.
- [22] Heinert BL, Kernozek TW, Greany JF, Fater DC. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2008; 17(3):243-56.
- [23] Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*. 2004; 20(4):414-8.
- [24] Olson TJ, Chebny C, Willson JD, Kernozek TW, Straker S. Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Physical Therapy in Sport*. 2011; 12:93-9.
- [25] Clark mA, Lucett sC. *NASM's Essentials of corrective exercise training* In: Clark mA, Lucett sC, editors. 1st edition. USA: lippincott williams and wilkins; 2011, pp: 115-6.
- [26] Rowe P, Myles C, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible elec-

نتیجه گیری

شواهدی وجود دارد که نشان می دهد تمرین اصلاحی فیدبکی حین دویدن بر بهبود کنترل نوروماسکولار در افرادی با ناراستایی پویای زانو در صفحه فرونتال، تأثیراتی هرچند جزئی دارد که این تغییرات به حرکت SLS انتقال یافته است؛ به نحوی که به دنبال تمرین فعالیت عضلانی و والگوس زانو به گروه کنترل نزدیک شده است. هرچند این تغییرات معنادار نبوده است؛ بنابراین انجام مطالعات بیشتر در این راستا می تواند کمک کننده باشد.

منابع

- [1] Benedetti M, Catani F, Bilotta T, Marcacci M, Mariani E, Gianini S. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(9):871-6.
- [2] Levinger P, Gilleard W, Coleman C. Femoral medial deviation angle during a one-leg squat test in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy in Sport*. 2007; 8:163-8.
- [3] Tang SFT, Chen C-K, Hsu R, Chou S-W, Hong W-H, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82(10):1441-5.
- [4] Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*. 2002; 37(1):71-9.
- [5] Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznicek DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*. 2011; 26(7):735-40.
- [6] Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82(2):183-9.
- [7] Willy RW, Scholz JP, Davis IS. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*. 2012; 27(10):1045-51.
- [8] Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011; 21(4):645-51.
- [9] Hamacher D, Bertram D, Fölsch C, Schega L. Evaluation of a visual feedback system in gait retraining: A pilot study. *Gait & Posture*. 2012; 36(2):182-6.
- [10] Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. 2011; 45(9):691-6.

- [41] Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(2):330-8.
- [42] Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*. 2006; 21(1):41-8.
- [43] Sale P, Franceschini M. Action observation and mirror neuron network: a tool for motor stroke rehabilitation. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2012; 48(2):313.
- trogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait & Posture*. 2000; 12(2):143-55.
- [27] <http://www.seniam.org/>.
- [28] Suzuki S, Watanabe S, Homma S. EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain research*. 1982; 240(2):245-58.
- [29] Besier TF, Fredericson M, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(7):898-905.
- [30] Hollman JH, Galardi CM, Lin I, 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. *Clinical Biomechanics*. 2014; 29(4):468-74.
- [31] Bryant AL, Newton RU, Steele J. Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(5):988-97.
- [32] Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2006; 36(12):911.
- [33] Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(3):159-70.
- [34] De Biase MEM, Politti F, Palomari ET, Barros-Filho TEP, De Camargo OP. Increased EMG response following electromyographic biofeedback treatment of rectus femoris muscle after spinal cord injury. *Physiotherapy*. 2011; 97(2):175-9.
- [35] Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in Kinematics and Electromyographic Activity Between Men and Women during the Single-Legged Squat. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31(3):449-56.
- [36] Winby CR, Gerus P, Kirk TB, Lloyd DG. Correlation between EMG-based co-activation measures and medial and lateral compartment loads of the knee during gait. *Clinical Biomechanics*. 2013; 28(9-10):1014.
- [37] Nejjishima M, Urabe Y, Yokoyama S. Relationship between the knee valgus angle and emg activity of the lower extremity in single - and double-leg landing. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40:743.
- [38] Palmieri-Smith RM, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008; 18(6):973-9.
- [39] Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2014; 17(4):408-13.
- [40] Kuo F-C, Kao W-P, Chen H-I, Hong C-Z. Squat-to-reach task in older and young adults: Kinematic and electromyographic analyses. *Gait & Posture*. 2011; 33(1):124-9.