

Effect of 8 weeks of training with an elastic band on frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running

Farshad Ghorbaniou¹ , AmirAli Jafarnezhadgero^{2*} , Milad Piran Hamlabadi³ ¹Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran²Department of Management and Biomechanics Sport, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran³PhD. Student in Sport managements, Department of Management and Biomechanics Sport, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

ARTICLE INFO

Article History:

Received: 6 Dec 2022

Accepted: 29 Jan 2023

ePublished: 12 Jun 2023

Keywords:

- Electrical activity
- Frequency spectrum
- Genu valgum
- Training
- Elastic band

Abstract

Background. Due to the special structure of the knee joint in genu valgus individuals, neuromuscular characteristics of muscles can be disturbed and this may change postural control. This study aimed to investigate the effect of 8 weeks of training with an elastic band on the frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running.

Methods. This study was a clinical trial in which 24 male students (20-30 years old) were randomly divided into control and experimental groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using an elastic band for the experimental group. The electrical activity of selected muscles was recorded by an electromyography system. Statistical analysis was performed using repeated measures ANOVA test at the significant level of 0.05.

Results. Findings showed a significant increase in the frequency spectrum of rectus femoris ($P=0.026$; $d=1.669$) after training.

Conclusion. Quadriceps muscles increase knee joint stability along with balance during movements. Therefore, increasing the median frequency of knee joint muscles improve balance.

Practical Implications. The results of this study showed that exercises with elastic bands are useful for people with Genu valgum, and in particular, the use of these exercises leads to improved balance and performance.

How to cite this article: Ghorbaniou F, Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M. Effect of 8 weeks of training with an elastic band on frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running. *Med J Tabriz Uni Med Sciences*. 2023;45(3):266-276. doi: 10.34172/mj.2023.031 Persian.

Extended Abstract

Background

One of the common deformities in lower limbs is known as genu valgum deformity which causes inward bowing at the knees. Previous studies identified knee malalignment related to genu valgum as a prominent mechanical risk factor for the

development of knee osteoarthritis. Knee osteoarthritis affects > 4.9% and 19% of adults aged 25 and 45 years and older, respectively, and is more prevalent in females (~13%) compared to males (~10%). This type of deformity has several serious consequences which can have a direct effect on the

*Corresponding author; Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

function of lower limb muscles among those suffering from genu valgum deformity. The negative consequences of this deformity include a pelvic, leg, and ankle joint deformity, some biomechanical changes in the pelvic, leg, and ankle joints, a change in the tension line of the muscles, an increase in the imposed gravity force on outward ligament structures of the knee in both static and dynamic positions, stretching and loosening of the outward ligament structures of the knee and finally, a change in the signals transferred from their mechanical receptors to the central nervous system. Therefore, this study aimed to investigate the effect of 8 weeks of training with an elastic band on the frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running.

Methods

This study was a clinical trial which included 24 male students (20-30 years old) who were randomly divided into control and experimental groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using an elastic band for the experimental group. Participants were recruited in May 2021 from physical therapy clinics in Ardabil City, Iran. We used the freeware tool GPower to calculate a one-sided a priori power analysis. The analysis revealed that at least 15 participants would be needed per group to achieve large-sized interaction effects for kinetic variables. All participants were physically active males with at least one year of experience in recreational training such as walking and/or running with 3 sessions per week, each session lasting 50 min. All participants were right-footed. For the GV group, participants were recruited if they had medial ankle epicondyles distance > 0.5 cm. None of the participants had previously experienced the model of corrective movements with training with an elastic band. For both GV and healthy controls, a priori-defined exclusion criteria comprised a history of musculoskeletal surgery at the trunk and/or lower limbs, and neuromuscular or orthopedic disorders (except for GV for the GV group). A wireless EMG system (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est, Newport, UK) with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 MΩ; and common mode rejection ratio of > 110 dB) was used to record the activity of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius

medialis (Gas-Med), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), and gluteus medius (Glut-Med) muscles of the right leg. These muscles were selected due to their stabilizing function during running (18). Raw EMG signals were digitized at 1000 Hz and streamed via Bluetooth to a computer for further analysis. According to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM), the skin surface was shaved and cleaned with alcohol over the selected muscles (28). EMG data were synchronized. For EMG analyses, the run cycle was divided into the loading phase, the mid-stance, and the push-off phase. Using a handheld dynamometer, MVIC was assessed for each recorded muscle to normalize EMG during running. A bandwidth filter of 10–500 Hz, and a notch filter of 50 Hz was used to smooth the EMG signals and to reduce artifacts from external sources. Pre- and post-intervention, EMG testing was conducted and co-contraction of the right leg was recorded during running at constant running speed. Statistical analysis was performed using repeated measures ANOVA test at the significant level of 0.05.

Results

The results did not demonstrate a significant main effect of "Time" and "Group" for muscle activities during running. Findings showed a significant main effect of the Time * group for rectus femoris ($P=0.026$; $d=1.669$) after training during running. The paired-wise comparison revealed significantly greater rectus femoris activity in the after-training group than in the pre-test group.

Conclusion

Our findings showed that training with an elastic band affects the frequency spectrum of lower limb muscles in genu valgum patients during running while, due to the increase in the frequency of rectus femoris muscle during the post-test compared to the pre-test, it can be acknowledged that training with an elastic band can be effective in reducing the absorption of shocks to the lower extremities. Meanwhile, quadriceps muscles increase knee joint stability along with balance during movements. Therefore, increasing the median frequency of knee joint muscles will improve balance.

تاثیر هشت هفته تمرین با ترابند بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی ضربدری حین دویدن

فرشاد قربانلو^۱، امیرعلی جعفرنژاد گرو^{۲*}، میلاد پیران حمل آبادی^۳

^۱دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۲گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۳دانشجوی دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

چکیده

زمینه. در افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری به علت ساختار ویژه و خاص مفصل زانو، ممکن است ویژگی‌های عصبی عضلانی تغییر یافته و سبب اختلال در کنترل وضعیت آنها شود. هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر برنامه تمرینی با ترابند بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد با زانوی ضربدری حین دویدن بود.

روش کار. پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. تعداد ۲۴ دانشجوی پسر با زانوی ضربدری (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. تمرین‌های اصلاحی به مدت ۸ هفته با استفاده از باند الاستیکی توسط گروه تجربی اجرا شد. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب با دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها. نتایج پژوهش نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست رانی ($d=1/669$; $P=0/026$) افزایش معناداری را پس از اعمال تمرین‌های دارا می‌باشد.

نتیجه‌گیری. از آن جا که عضلات چهار سر ران باعث افزایش ثبات مفصلی در زانو و همچنین افزایش تعادل طی حرکات می‌شود، به نظر می‌رسد که این ویژگی بتواند میزان تعادل افراد با زانوی ضربدری را افزایش دهد. **پیامدهای عملی.** نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که تمرین با ترابند برای افراد با زانوی ضربدری مفید هستند و به طور خاص استفاده از این تمرین‌ها منجر به بهبود تعادل و عملکرد می‌شود.

اطلاعات مقاله

سابقه مقاله:

دریافت: ۱۴۰۱/۹/۱۵

پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۹

انتشار برخط: ۱۴۰۲/۳/۲۲

کلیدواژه‌ها:

- تمرین
- باند الاستیکی
- زانوی ضربدری
- طیف فرکانس
- فعالیت الکتریکی

مقدمه

است. کنترل وضعیت تحت تاثیر سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری با تاثیر همزمان سیستم عصبی مرکزی قرار دارد که عامل بسیار مهم جهت حفظ تعادل ورزشکاران طی حرکات، به ویژه دویدن است. انحراف‌های ساختاری به ویژه در مفصل زانو - که مهم‌ترین مفصل بدن در جذب نیرو هنگام فعالیت است - احتمال بروز آسیب در افراد را افزایش می‌دهد و ممکن است مانع مشارکت آنها در فعالیت‌ها شود. عارضه زانوی ضربدری یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که راستای طبیعی اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد. ضربدری شدن غیر طبیعی

یافته‌های برخی مطالعات نشان می‌دهد که راستای اندام تحتانی از عوامل اثرگذار بر حفظ وضعیت است. در وضعیت ایستاده طبیعی روی دو پا، محور مکانیکی یا خط تحمل وزن اندام تحتانی از مرکز مفصل زانو می‌گذرد، طوری که وزن به صورت مساوی بین کمپارتمان‌های داخلی و خارجی زانو تقسیم می‌شود.^۱ کنترل وضعیت عامل بسیار مهم جهت حفظ تعادل حین فعالیت‌های ورزشی است که از آن به عنوان توانایی نگهداری تعادل و جهت‌گیری بدن در محیط یاد می‌شود. همچنین توانایی کنترل وضعیت اساس عملکرد حرکات بدن بوده و برای اکثر فعالیت‌های روزمره ضروری

*نویسنده مسؤول؛ ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است. این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی تبریز تحت مجوز کپی‌رایت کامنز 4.0 (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

هستند که پهناء، مقاومت و طول مختلفی دارند. این نوع باندها به عنوان ابزار جهت افزایش قدرت و افزایش سازگاری‌های فیزیولوژیکی در تمرین‌های مقاومتی استفاده می‌شوند. نوارهای ترابند (ترا-بند، اکرون، اوهایو، ایالات متحده آمریکا) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا به ترتیب به رنگ زرد، بنفش، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای بوده و جهت اجرای تمرین‌های مقاومتی استفاده می‌شوند.^{۱۰} پژوهش‌های بسیاری به بررسی تاثیر تمرین‌های با استفاده از ترابند پرداخته و به نتایج مطلوبی دست یافته‌اند. آکتوک و زایت برگ^{۱۱} پژوهش خود را با این سوال آغاز کردند که آیا تمرین‌های انجام شده با ترابند در تعادل قدرت عضله زانو تاثیر دارد؟ آنها ۲۷ مرد بازیکن فوتبال حرفه‌ای را تحت تمرین‌های مقاومتی با استفاده از ترابند قرار دادند که ۱۳ بازیکن فوتبال در گروه تمرین و ۱۴ بازیکن فوتبال در گروه کنترل قرار گرفتند. تمرین‌ها به مدت ۱۰ هفته و بر هر دو پای غالب و غیر غالب اعمال شد و نتایج مثبت و اثرگذاری بر هر دو پا در گروه تمرین مشاهده شد. از این رو روشی که با آن بتوان تاثیر این نوع تمرین‌ها را روی عضلات بررسی کرد، بینش صحیحی از آنها خواهد داد. الکترومایوگرافی علمی است که به بررسی فعالیت‌های عضلات طی حرکات مختلف می‌پردازد. دستگاه الکترومایوگرام توسط الکترودهایی که روی عضلات قرار داده می‌شود پتانسیل یونی را به پتانسیل الکتریکی تبدیل کرده و با ثبت آنها، فعالیت عضلات را بررسی می‌کند. سوگابه و همکاران^{۱۲} فعالیت الکتریکی عضلات افراد سالم را با مبتلایان به عارضه زانوی ضربدری و پراتنزی مقایسه کردند. آنها به این نتیجه رسیدند که در مبتلایان به زانوی پراتنزی سطح مقطع نسبی عضله پهن داخلی بیشتر از افراد سالم و بیشتر از افراد مبتلا به زانوی ضربدری بود. همچنین گزارش شده است که افزایش فرکانس عضله پهن داخلی در افراد با زانوی ضربدری می‌تواند منجر به پایداری مفصل شود.^{۱۳} همچنین در مطالعه مشابه گزارش شده است که طی راه رفتن، عضلات راست رانی و نیمه وتری افزایش معناداری را بعد از مرحله تمرین‌های اصلاحی داشتند.^{۱۳} با توجه به موارد گفته شده به نظر می‌رسد بررسی تاثیر تمرین‌ها بر عضلات با استفاده از الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در مراحل قبل و بعد تمرین بحث برانگیز باشد. از این رو هدف از پژوهش حاضر، بررسی هشت هفته تمرین با ترابند بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در افراد زانوی ضربدری طی دویدن است.

زانو در اجرای ورزش‌های مختلف با برخی از آسیب‌های شایع زانو مانند آسیب رباط‌های حمایت‌کننده (مثل رباط متقاطع قدامی) و نیز آسیب و درد سندرم کشکی-رانی مرتبط است. زانوی ضربدری می‌تواند به صورت وراثتی، ناشی از چاقی، بیماری نرمی استخوان (راشیتیزم)، پارگی رباط‌های زانو و یا ناشی از ضربه باشد. با افزایش ضربدری شدن زانو، تنش در مفصل کشکی-رانی خارجی افزایش یافته و این تنش‌ها باعث درد و بی‌ثباتی مفصل زانو و در نهایت ایجاد ساییدگی در این مفصل می‌شود.^۲ گزارش شده است که در صورت ابتلا به زانوی پراتنزی، فعالیت عضلات چهار سر ران کاهش می‌یابد، طوری که بخش اعظم نیروی این عضلات صرف کشش استخوان کشکک به سمت داخل شده و میزان کمی از نیروی آن موجب کشش استخوان پاتلا به سمت بالا می‌گردد.^۳ همچنین طی مطالعه‌ای نشان داده شد افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ وضعیت خود به فعالیت بیشتر عضله دوقلو نیاز دارند زیرا این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل وضعیت دینامیک اندام تحتانی بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب تالار و تارسال میانی را در صفحه فرونتال کنترل کنند.^۴ همچنین افزایش فشار جانبی در افراد مبتلا به زانوی ضربدری، استخوان‌های درشت‌نی و ران را در بخش داخلی زانو متمایل به جدا شدن از هم می‌کند، بنابراین رباط‌های حمایت‌کننده داخلی تحت نیروی کششی قرار گرفته و موجب پیشرفت میزان این تغییر شکل‌ها می‌شود که افزایش نیرو بر این رباط‌ها ممکن است منجر به ایجاد پارگی در آنها شود.^۵ این عارضه باید در سنین کم درمان شود، در غیر این صورت با پیشرفت در بزرگسالی نوعی نقص پاتولوژیک خواهد شد. با ادامه یافتن عارضه زانوی ضربدری در مبتلایان، نشان داده شده است که استئوآرتریت خارجی زانو، کاهش اوج گشتاور دور شدن زانو، کاهش گشتاور نزدیک شونده در حالت چرخش و کاهش خم شدن مفصل زانو را در مقایسه با افراد سالم داشته‌اند. مطالعات پیشین که میزان شیوع این عارضه را بررسی کرده بودند، به طور میانگین شیوع آن را حدود سه درصد گزارش کرده‌اند.^{۶،۷} با توجه به میزان شیوع عارضه زانوی ضربدری، پیدا کردن راهکاری برای پیشگیری از آسیب‌های ثانویه این عارضه یا بهبود احتمالی آن ضروری است. مطالعات قبلی اثرات مثبتی از برنامه‌های تمرین اصلاحی با مقدار مناسب برای بهبود اختلالات عضلانی-اسکلتی نشان داده‌اند.^{۸،۹} اصول برنامه‌های اصلاحی بر پایه کشش عضلات کوتاه شده و تقویت عضلات ضعیف شده در یک بخش است. انجام تمرین‌های با استفاده از باندهای الاستیک از روش‌های جدید افزایش قدرت در عضلات ضعیف شده است. ترابند باندهای کشی

روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی IRCT20181223042082N1 بود. جامعه آماری پژوهش حاضر، افراد دارای زانوی ضربدری شهرستان اردبیل بودند. حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز با استفاده از نرم افزار G Power نسخه ۳/۸ با توان آماری ۰/۸، در سطح آلفا ۰/۰۵، ۱۰ نفر در هر گروه به دست آمد.^{۱۴} تعداد ۲۴ پسر دارای زانوی ضربدری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی داوطلب شرکت در پژوهش شدند و به صورت تصادفی در دو گروه تمرین و کنترل قرار گرفتند. برای تصادفی سازی گروه ها، نام تمام آزمودنی ها را روی برگه های کوچک نوشته و داخل یک کیسه انداختیم و سپس آنها را از داخل کیسه بیرون آوردیم. هر آزمودنی که نام آن در اعداد فرد بیرون آمد در گروه کنترل و هر فرد که نام آن در اعداد زوج بیرون آمد، در گروه تمرین قرار گرفت. همچنین پژوهش حاضر دو سوکور بود. جهت کورسازی پژوهش، آزمون دهنده ها و آزمون گیرنده در جریان آزمون قرار نداشتند. برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو، پس از ایستادن آزمودنی ها در وضعیت آناتومیکی، فاصله دو قوزک داخلی پاها با کولیس اندازه گیری شده و افراد دارای زانوی ضربدری انتخاب شدند. معیار ورود به پژوهش ابتلا به زانوی ضربدری ساختاری بود. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیش از ۵ میلی متر و عدم وجود عارضه زانوی ضربدری بود. برای حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش، آزمودنی ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر تمام آزمودنی ها سمت راست شناسایی شد. همچنین در تمام مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت شده و از شرکت کنندگان رضایت نامه شرکت در پژوهش دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.^{۱۵} همچنین این مطالعه کد اخلاق با شماره (IR-ARUMS-REC-1397-091) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دارد.

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون برگزار شد. آزمودنی ها کوشش دوییدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمام عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. آزمودنی ها در ابتدای هر دو مرحله آزمون، به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن با حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون سرد کردن انجام شد. تمرین ها به مدت هشت هفته فقط در گروه تمرین اجرا شد.

دو هفته اول تمرین های کششی برای گروه عضلات اداکتور ران، عضله دو سر رانی و کشنده پهن نیام انجام شد. مدت زمان کشش شامل چهار نوبت ۳۰ ثانیه ای برای هر حرکت بود.^{۱۶} بعد از دوره دو هفته ای پروتکل تمرین های کششی، آزمودنی ها تمرین های مقاومتی با تراباند را برای مدت ۶ هفته و سه جلسه در هفته اجرا کردند. آزمودنی ها قبل از اجرای تمرین ها، با روش انجام آنها آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرین های مقاومتی ۳۵ تا ۴۰ دقیقه و در پایان تمرین ها، سرد کردن بود. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته ای با مقاومت خارجی با شدت پایین با استفاده از نوار تراباند زرد رنگ، یک ست شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود و مقاومت بیشتر تنها زمانی داده می شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی، اجرا می کرد. شدت تمرین به صورت پیشرونده ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول-نیرو باند الاستیکی) از رنگ زرد به بنفش و بالاتر افزایش پیدا می کرد.^{۱۷} به علت عدم توان اجرای حرکات توسط آزمودنی ها، در پژوهش حاضر فقط از سه رنگ زرد، بنفش و آبی استفاده شد. همچنین حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست ها از یک به دو توسعه پیدا کرد. میزان افزایش بر اساس بهبود در هر فرد بود و رنگ باند زمانی تغییر می کرد که شرکت کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم باشد.^{۱۸} تمرین های کششی و مقاومتی در هر دو پا به صورت همزمان انجام شدند. از آزمودنی ها خواسته شد طی جلسات تمرین اصلاحی، در هیچ تمرین دیگری شرکت نکنند. پس از اتمام دوره تمرین های اصلاحی، پس آزمون مشابه پیش آزمون از آزمودنی ها گرفته شد. برای حذف اثرات فیزیولوژیک آبی آخرین جلسه تمرینی، پس آزمون شش روز پس از آخرین جلسه تمرینی انجام شد.^{۱۹} نمونه ای از تمرین های کششی عضلات کوتاه شده به شرح زیر بود:

کشش اداکتورهای ران: در وضعیت نشسته هر دو زانو را خم کرده کف پاها را به یکدیگر می چسباند. زانوها را به سمت زمین پایین برده تا میزان کشش افزایش یابد.

کشش عضله کشنده پهن نیام: در وضعیت نشسته اندام تحتانی را بالا آورده و به سمت داخل بدن حرکت داده می شد. برای کشش آسان تر کشنده پهن نیام، حرکت از وضعیت ایستاده شروع شده و اندام تحتانی یک سمت به صورت قیچی وار از پشت اندام تحتانی سمت دیگر تا حداکثر دامنه حرکتی حرکت کرده و بعد از عبور از آن، روی زمین قرار داده می شد. سپس بدون ایجاد چرخش در مفصل ران، وزن تنه به سمت پای مقابل برده می شد. کشش عضله دوسر رانی: در وضعیت سوپاین، فرد زانوی خود را

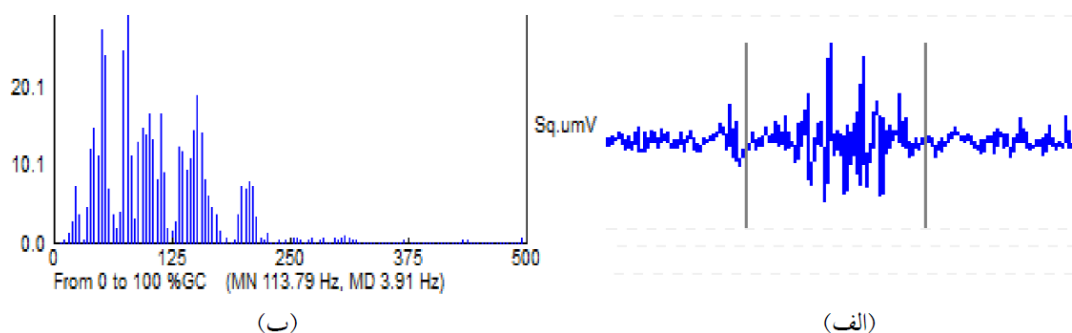
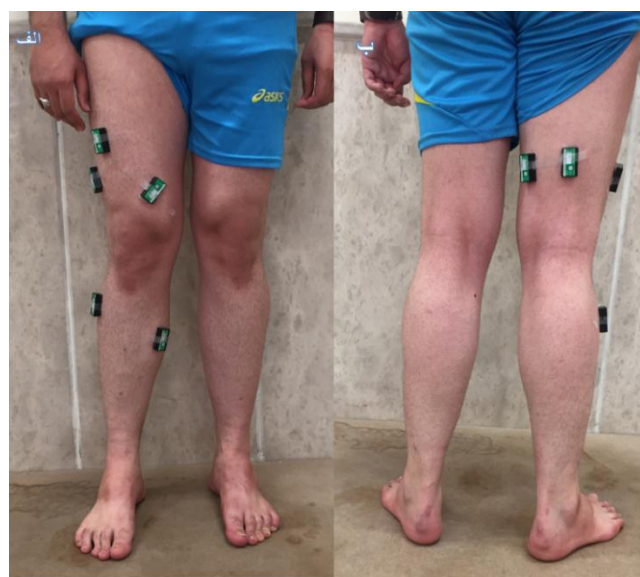
عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بیومتریکس ال-تی-دی (انگلستان) ۸ کاناله بی-سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (انگلستان) به صورت جفت الکترودهای سطحی نقره/نقره کلرید دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر، فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ میلی‌اهم، نسبت رد شایع حالت < ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ و بالاگذر ۱۰ هرتز و ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند.^{۲۱} همچنین میزان نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات ۱۰۰۰ هرتز بود. انتخاب محل مناسب عضلات و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با الکل (اتانول ۷۰٪) طبق توصیه‌نامه سنایم (SENIAM) انجام شد.^{۲۲} جهت تحلیل طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات از نرم افزار بیومتریکس دیتالایت (Biometrics datalite) و روش طیف فرکانس (Frequency spectrum) استفاده شد (شکل ۱)

ابتدا به حالت اکستنشن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد. عضلات ابداکتور ران: عضلات ابداکتور با سه تمرین تقویت می‌شدند. در وضعیت درازکشیده به پهلو، اندام بالایی حرکت ابداکشن در برابر مقاومت و در وضعیت ایستاده، در حالی که تراباند به قسمت پایین ران متصل بود حرکت گام‌برداری به پهلو را انجام می‌داد.^{۲۰}

عضلات چرخش دهنده خارجی ران: این تمرین روی عضلات چرخش دهنده خارجی ران در حالی که آزمودنی روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام شد.

عضلات اینورتور پا: در وضعیت درازکشیده به پهلو با نوار مقاومتری تراباند طی حرکت اینورژن تقویت شدند.^{۲۰}

میزان فعالیت عضلات درشت نی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راست رانی (RF)، دو سر رانی (BF)، نیمه وتری (ST) و عضله سرینی میانی (Gut M) سمت راست طی دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی



شکل ۱. فاصله قوزک‌های داخلی از هم و محل الکتروگذاری روی عضلات از نمای قدامی (الف) و خلفی (ب) و نمونه‌ای از سیگنال‌های خام (الف) و محاسبه طیف فرکانس سیگنال‌ها (ب) طی دویدن

آزمون‌های میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در دو گروه بالاتر از ۰/۰۵ هستند، فرض ناهمگن بودن واریانس‌ها رد شده و تفاوت این گروه‌ها معنادار نیست.

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون دو گروه کنترل و تمرین را نشان می‌دهد. یافته‌ها اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات دو گروه نشان نداد ($P>0/05$).

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه کنترل و تمرین را نشان می‌دهد. نتایج اختلاف معناداری را در تاثیر عامل زمان بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه نشان نداد ($P>0/05$). همچنین در تاثیر عامل گروه نیز اختلاف معناداری مشاهده نشد ($P>0/05$). اما تاثیر تعامل گروه-زمان بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه، اختلاف معناداری را نشان داد ($P=0/026$). طبق نتایج آزمون تعقیبی گروه تمرین، طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست رانی، ۳۴/۶۱ درصد افزایش نسبت به پیش‌آزمون نشان داده است ($P=0/028$; $d=1/769$). اما طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات دیگر تفاوت معناداری نداشتند ($P>0/05$).

جهت بررسی و تایید طبیعی بودن توزیع داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارامتریک، از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه استفاده شد. همچنین از آزمون تی زوجی (Paired-Sample T test) به عنوان آزمون تعقیبی درون گروهی استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معناداری $P<0/05$ انجام شد. میزان اندازه اثر با استفاده از رابطه کوهنزدی (Cohen's d) به صورت زیر محاسبه شد^{۳۳}:

$$D = (mean1 - mean2) / \left(\frac{SD1 + SD2}{2} \right)$$

در این رابطه میزان اندازه اثر ۰/۲ یا کمتر نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵ نشان‌دهنده تغییرات متوسط و ۰/۸ نشان‌دهنده تغییرات بزرگ است.

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت کنندگان شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در هر دو گروه کنترل و تجربی در جدول ۱ ارائه شده است. با توجه به این که معناداری

جدول ۱. شاخص‌های آماری سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (۱۲ نفر در هر گروه)

مشخصات	کنترل	تجربی	آزمون لون (sig)
سن (سال)	۲۳/۱۴ ± ۲/۹۶	۲۱/۷۱ ± ۲/۲۸	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱/۸۲ ± ۰/۰۶	۱/۷۶ ± ۰/۰۶	۰/۷۱۷
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۱۵ ± ۱/۵۰	۸۳/۳۵ ± ۱/۱۰	۰/۳۸۸
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۶/۳۰ ± ۱/۶۸	۲۶/۱۴ ± ۳/۳۳	۰/۲۰۵

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون دوییدن در دو گروه کنترل و تمرین (۱۲ نفر در هر گروه)

عضلات	گروه کنترل	گروه تمرین	سطح معناداری	مقدار T
درشت نی قدامی	۱۰۸/۶۴ ± ۲/۸۴	۱۰۱/۱۰ ± ۷/۳۶	۰/۱۷۲	-۱/۴۳۸
دو قلو داخلی	۷۹/۸۴ ± ۵/۱۲	۸۰/۹۷ ± ۹/۷۳	۰/۸۳۳	-۰/۲۱۶
پهن خارجی	۵۹/۳۶ ± ۶/۱۱	۵۷/۸۷ ± ۳/۸۶	۰/۹۸۰	-۰/۰۲۵
پهن داخلی	۵۴/۷۲ ± ۲/۷۶	۵۴/۰۱ ± ۷/۶۷	۰/۸۴۳	-۰/۲۰۴
راست رانی	۵۸/۳۱ ± ۲/۷۹	۴۷/۲۹ ± ۵/۶۲	۰/۱۱۲	-۱/۶۲۵
دو سر رانی	۸۲/۷۶ ± ۶/۵۵	۷۹/۵۹ ± ۸/۳۶	۰/۵۲۶	-۰/۶۵۱
نیمه وتری	۵۹/۴۳ ± ۷/۸۳	۶۱/۷۶ ± ۹/۵۲	۰/۹۹۷	-۰/۰۰۴
سرینی میانی	۴۸/۰۲ ± ۴/۹۴	۳۹/۳۱ ± ۶/۸۲	۰/۲۹۰	-۱/۱۰۲

* سطح معناداری $P<0/05$

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون دوییدن در دو گروه کنترل و تمرین (۱۲ نفر در هر گروه)

متغیرها	گروه کنترل		درصد تاثیر	گروه تمرین		درصد تاثیر	سطح معناداری		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		عامل زمان	عامل گروه	گروه* زمان
درشت نی قدامی	۱۰۸/۶۴±۲/۸۴	۱۱۵/۱۲±۴/۵۲	۵/۹۶	۱۰۱/۱۰±۷/۳۶	۱۰۵/۶۸±۹/۵۶	۶/۴۳	۰/۰۹۴	۰/۱۷۵	۰/۹۷۲
دو قلو داخلی	۷۹/۸۴±۵/۱۲	۸۱/۲۰±۴/۷۲	۱/۷۰	۸۰/۹۷±۹/۷۳	۸۷/۹۷±۴/۹۸	۹/۵۵	۰/۳۳۰	۰/۹۲۳	۰/۴۹۸
پهن خارجی	۵۹/۳۶±۶/۱۱	۵۹/۸۸±۵/۸۷	۰/۸۸	۵۷/۸۷±۳/۸۶	۶۲/۳۰±۵/۵۲	۲/۸۰	۰/۸۱۱	۰/۹۴۸	۰/۹۰۰
پهن داخلی	۵۴/۷۲±۲/۷۶	۵۰/۲۲±۵/۷۱	۸/۲۲	۵۴/۰۱±۷/۶۷	۵۵/۶۱±۱۰/۲۱	۱/۶۴	۰/۷۴۵	۰/۸۷۰	۰/۶۳۱
راست رانی	۵۸/۳۱±۲/۷۹	۵۴/۷۳±۵/۶۲	۶/۱۴	۴۷/۲۹±۵/۶۲	۶۳/۶۶±۷/۵۰	۳۴/۴۷	۰/۳۱۵	۰/۵۴۰	*۰/۰۲۶
دو سر رانی	۸۲/۷۶±۶/۵۵	۸۳/۲۰±۸/۰۷	۰/۵۳	۷۹/۵۹±۸/۳۶	۷۹/۲۸±۸/۹۴	۱/۵۶	۰/۹۵۲	۰/۴۳۶	۰/۸۹۶
نیمه وتري	۵۹/۴۳±۷/۸۳	۵۹/۷۸±۹/۶۹	۰/۵۹	۶۱/۷۶±۹/۵۲	۸۱/۲۱±۱۳/۶۰	۳۲/۲۳	۰/۰۸۸	۰/۴۷۱	۰/۰۹۹
سربینی میانی	۴۸/۰۲±۴/۹۴	۴۲/۳۷±۳/۰۸	۱۱/۷۷	۳۹/۳۱±۶/۸۲	۵۰/۶۱±۳/۵۲	۲۸/۰۳	۰/۶۱۳	۰/۹۵۳	۰/۱۴۴

* سطح معناداری ۰/۰۵ < P

بحث

هدف از پژوهش حاضر تاثیر هشت هفته تمرین با ترابند بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد زانوی ضربدری طی دوییدن بود. نتایج در گروه تمرین نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست رانی افزایش معناداری را نسبت به پیش‌آزمون دارد، طوری که این عضله ۳۴/۶۱ درصد افزایش در مرحله بعد تمرین نسبت به قبل تمرین نشان داد.

عضلاتی که در اطراف مفصل زانو قرار دارند، بر حسب عملکردشان به دو دسته کلی عضلات خم کننده و باز کننده تقسیم می‌شوند. عضلاتی که در باز کردن مفصل زانو نقش دارند، عضلات کشنده پهن نیام و چهار سر رانی و عضلاتی که در خم کردن مفصل زانو نقش دارند، عضلات همسترینگ، رکیبی، دو قلو، خیاطه و راست داخلی هستند. به طور کلی ۹۸ درصد سطح مقطع عضلانی اطراف زانو را عضلات چهار سر رانی، همسترینگ و دو قلو تشکیل می‌دهند. گروه عضلات چهار سر رانی از چهار عضله راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی و پهن میانی تشکیل شده است. در تغییر شکل زانوی ضربدری توانایی گروه عضلات چهارسر رانی جهت ایجاد ثبات دینامیک در صفحه فرونتال و ساجیتال تحت تاثیر قرار می‌گیرد. همچنین فعالیت گروه عضلات چهار سر رانی کاهش می‌یابد. در عارضه زانوی ضربدری، بخش اعظم نیروی این عضله صرف کشش استخوان کشکک به سمت داخل شده و میزان کمی از نیروی آن موجب کشش استخوان پاتلا به سمت بالا می‌شود.^۴ با توجه به نتایج، طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست رانی - که تنها عضله با دو مفصل گروه عضلات چهارسر رانی است - افزایش معناداری پس از اعمال تمرین‌ها نشان داد. طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات، شاخصی از خستگی عضله طی فعالیت است. با توجه به اصل اندازه - که بیانگر شرکت تارهای عضلانی در فعالیت‌های مشخص است - افزایش طیف فرکانس

فعالیت الکتریکی پس از اعمال تمرین‌های ترابند تاثیر مثبتی در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری دارد. گروه عضلات چهار سر ران، اصلی‌ترین عضلات باز کننده زانو هستند. انقباض عضله راست رانی موجب نزدیک شدن سطوح مفصلی و ایجاد نیروهای فشاری در سطح مفصل زانو می‌شود. قدرت بیشتر این عضله طی دوییدن موجب ثبات بیشتر مفصل زانو و جذب نیروهای وارد شده به این مفصل می‌شود.^{۲۵، ۲۴} کوروش فرد و همکاران^{۲۶} طی پژوهشی با عنوان اثر تمرین اصلاحی فیدبکی بر والگوس زانو و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در اسکات تک پا، ۲۳ زن با زانوی ضربدری را مطالعه و بررسی کردند. یافته‌ها نوعی ضعف عصبی عضلانی را در گروه تمرین نشان می‌دهد که به دنبال تمرین تا حدی بهبود یافته است، زیرا فعالیت و صرف انرژی کمتر عضلانی برای انجام حرکت خاص با حرکت شناسی مشابه، نشان دهنده بهبود کنترل حرکتی یا ایجاد یادگیری است. طبق نتایج مطالعات انجام شده به نظر می‌رسد تمرین اصلاحی با استفاده از ترابند با کاهش فعالیت عضلانی در حرکات، موجب کاهش خستگی شده و به دلیل ارتباط بسیاری از آسیب‌ها با خستگی، با کاهش خستگی، احتمال بروز آسیب نیز کاهش می‌یابد. هر چند شواهدی وجود دارد که این تمرین‌ها باعث تغییرات مثبتی در والگوس زانو و فعالیت عصبی عضلانی اندام تحتانی می‌شود.^{۲۸، ۲۷} اما برخی از مطالعات نتایج متناقضی گزارش کرده‌اند. ویلیام و همکاران در مطالعه‌ای با عنوان تجزیه و تحلیل الکترومایوگرافی اسکات سنتی (اسکات دارای زنجیره و باند الاستیک) گزارش دادند که نتایج ما هیچ تفاوت معناداری را در الکترومایوگرافی در طول فاز برون مرکز در حین انجام تمرین اسکات نشان نداد. طبق نتایج، سودمندی اجرای اسکات با ترکیب هالتر و وزنه با زنجیره مشاهده شد ولی مقاومت الاستیک باند ترابند تفاوت معناداری را در قبل و بعد تمرین نشان نداد. از طرفی ابودردا و همکاران در یک مطالعه متاآنالیز با عنوان مقایسه فعال سازی عضلانی بین مقاومت

الاستیک و ایزواینرسیال گزارش کردند که مقاومت الاستیک، عضله محرک اصلی، عضله آنتاگونیست، همکار حرکت دهنده و تثبیت کننده عضله به عنوان مقاومت ایزو اینرسی شناخته می شود. نویسندگان بیان کردند که مطالعات انتقادی گذشته مبنی بر این که باند الاستیک سطوح قابل مقایسه ای از فعال سازی عضلانی را به عنوان تمرین مقاومتی ایزواینرسیال ایجاد نمی کند، با یافته آنها متضاد است. همچنین به دلیل این که توسعه قدرت عضلانی ارتباط نزدیکی با مدت زمان تنش عضلانی دارد، می توان انتظار داشت که پس از دو حالت تمرین، انطباق های عضلانی به نسبت یکسانی وجود داشته باشد، به شرط این که مقاومت خارجی برابر بین دو تمرین اعمال شود.^{۲۹} از طرف دیگر در مطالعه آندراس و همکاران با عنوان "ارزیابی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی تمرین های کشاله ران برای بازیکنان فوتبال، پیامدهای انتخاب ورزش در پیشگیری و درمان آسیب های کشاله ران" با شرکت ۴۰ ورزشکار سالم گزارش شد که بعد از انجام ۸ جلسه تمرین با تراباند، حداکثر انقباض عضلات سرینی و شکم کاهش به نسبت پایین، اما عضلات اداکتور پا بعد از ۸ جلسه افزایش معناداری داشت. همچنین تمرین های تراباند و به ویژه تمرین های اداکشن مفصل ران را می توان بر اساس شدت تمرین درجه بندی کرد و به ورزشکاران و درمانگران آگاهی لازم برای انتخاب تمرین های مناسب در مراحل مختلف پیشگیری و درمان آسیب های کشاله ران ارائه داد. همچنین بیان کردند که اداکشن کپنهاگ و اداکشن لگن با باند الاستیک، تمرین های با شدت بالا و پویا هستند که می توانند به راحتی در هر مرکز آموزشی انجام شده و در برنامه های پیشگیری و درمان آینده گنجانده شوند.^{۱۶}

زمانی که فعالیت گروه عضلانی چهار سر رانی در جهت کنترل وضعیت دینامیک زانو تحت تاثیر قرار گیرد، ممکن است تغییراتی در عملکرد سینرژیستی این عضله هم اتفاق افتد، البته تغییرات جبرانی که در مفاصل مچ پا و ساب تالار و تارسال میانی در اثر تغییر وضعیت زانو ایجاد می شوند هم می توانند عملکرد آن را در جهت کنترل وضعیت زانو تحت تاثیر قرار دهند.^۴ مطالعه ای نشان داد افراد مبتلا به عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ وضعیت خود به فعالیت بیشتر عضله دوقلو نیاز دارند، زیرا این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل وضعیت دینامیک اندام تحتانی، بیشتر نیاز دارند که وضعیت مفاصل ساب تالار و تارسال میانی را در صفحه فرونتال کنترل کنند^۴ و این افزایش فعالیت در عضله دوقلو در افراد دارای زانوی ضربدری نسبت به افراد سالم در مطالعه حاضر دیده می شود (جدول ۳). طبق برخی منابع، ضعف همسترینگ خارجی موجب

کاهش ثبات سمت خارج زانو می شود و بنابراین در زمان تحمل وزن، زانوی پراتنری ایجاد و در صورت ضعف همسترینگ داخلی ثبات سمت داخل زانو کاهش یافته و در زمان تحمل وزن زانوی ضربدری ایجاد می شود. در حالی که مطابق برخی منابع دیگر، ضعف همسترینگ داخلی موجب چرخش خارجی ران و درشت نی و در نتیجه پیشرفت تغییر شکل زانوی پراتنری شده و ضعف همسترینگ خارجی، باعث چرخش داخلی ران و درشت نی و بروز تغییر شکل زانوی ضربدری می شود.^{۳۰} یافته های این پژوهش تاثیر معنادار تمرین ها بر عضله دو سر رانی در افراد با زانوی ضربدری را نشان نداد. پژوهش حاضر افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست رانی را نشان داد. از آنجا که عضلات چهار سر ران باعث افزایش ثبات مفصلی در زانو و همچنین افزایش تعادل طی حرکات می شود، با تاخیر خستگی این عضلات در افراد زانوی ضربدری، تعادل افزایش خواهد یافت. همچنین افزایش فرکانس عضله نیمه وتری - که پس از انجام تمرین های با استفاده از تراباند مشاهده شد - موجب کاهش خستگی شده و با کاهش خستگی احتمالاً بروز آسیب نیز کاهش می یابد.

پژوهش حاضر محدودیت هایی مانند عدم شرکت جنس مونث به علت تفاوت آناتومیکی و فیزیولوژیکی و عدم ثبت متغیرهای کینماتیکی و نیروهای وارده براندام تحتانی داشت.

نتیجه گیری

به دلیل این که عضلات چهار سر ران باعث افزایش ثبات مفصلی در زانو و همچنین افزایش تعادل طی حرکات می شود، افزایش میانه فرکانس فعالیت الکتریکی در این عضلات، موجب افزایش تعادل افراد زانوی ضربدری خواهد شد. کاهش میانه فرکانس الکترومایوگرافی موجب کاهش خستگی عضلات حین فعالیت ها شده و احتمالاً بروز آسیب نیز کاهش می یابد.

پیشنهادهای

خستگی یکی از عوامل موثر بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بوده که در این مطالعه بررسی نشده است، بنابراین بررسی متغیر خستگی برای مطالعات آینده پیشنهاد می شود. همچنین ممکن است تفاوت در میزان درجه والگوس زانو بتواند فعالیت های الکترومایوگرافی عضلات را تحت تاثیر قرار دهد، بنابراین برای مطالعات آینده پیشنهاد می شود که با در نظر گرفتن میزان درجه متفاوت از والگوس زانو، تمرین های تراباند طی راه رفتن و دویدن بررسی شود.

قدردانی‌ها

از تمام شرکت‌کنندگان در پژوهش و تمام کسانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع مالی

ندارد.

دسترس پذیری داده‌ها

داده‌های ایجاد شده در این مطالعه در صورت درخواست معقول از پدیدآور رابط ارایه می‌شود.

مشارکت پدیدآوران

فرشاد قربانلو، امیرعلی جعفرنژاد گرو و میلاد پیران حمل آبادی طراحی اثر، تحلیل و تفسیر داده و ایده پردازی را عهده داشتند.

ملاحظات اخلاقی

این تحقیق کد اخلاق IR-ARUMS-REC-1397-091 از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل و کد کارآزمایی بالینی IRCT20181223042082N1 از مرکز ثبت کارآزمایی ایران دارد.

تعارض منافع

مولفان اظهار می‌کنند که منافع متقابلی از تالیف یا انتشار این مقاله وجود ندارد.

References

1. Johnson F, Leittl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. The Journal of bone and joint surgery British volume. 1980;62(3):346-9. doi: 10.1302/0301-620x.62b3.7410467
2. Hungerford Ds, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007). 1979;144:9-15. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002
3. Yayaie-Rad M, Norasteh A, Shamsi A, Sanjari M. The comparison of postural stability in different knee alignment. Journal of Basic and Applied Scientific Research. 2013;3(7):322-6. doi: 10.1097/00005768-200207000-00016
4. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn Dn. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002;34(7):1150-7. doi: 10.1097/00005768-200207000-00016
5. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. Modern Rehabilitation. 2014;8(3):1-9.
6. Akhavi Rad S, Barzi M. Prevalence of foot and knee deformities among high school female students in Tehran District No. 5. Hakim Research Journal. 2006;9(2):18-23.
7. Babaie Lahijani F. An investigation of prevalence of lower limb deformities in Rasht District students aged 7-11 years old. Dissertation. Tehran: Tarbiat Modares University. 1994.
8. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(4):1009-16. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.12.009
9. Ruivo R, Carita A, Pezarat-Correia P. The effects of training and detraining after an 8 month resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder postures in adolescents: randomised controlled study. Manual therapy. 2016;21:76-82. doi: 10.1016/j.math.2015.05.001
10. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. Physical therapy. 2010;90(4):538-49 . doi: 10.2522/ptj.20090167
11. Ibis S, Aktuğ ZB, Iri R. Does individual-specific strength training have an effect upon knee muscle strength balances? Knee muscle strength balances. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions. 2018;18(2):183. doi: 10.3233/bmr-181217
12. Sogabe A, Mukai N, Shimojo H, Shiraki H, Miyakawa S, Mesaki N, et al. A genu varum effects on each lower extremity muscle activity during legpress exercise.

- Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine. 2003;52(3):275-84. doi: 10.7600/jspfsm1949.52.275
13. Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Fakhri Mirzanag E. The Effect of Training with Elastic Band on Electro Myography of Lower Limb Muscles in Genu Valgum Male Students during Running: A Clinical Trial Study. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2022;21(3):327-42. doi: 10.52547/jrums.21.3.327
14. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PloS one. 2017;12(9):e0185057. doi: 10.1371/journal.pone.0185057
15. General Assembly of the World Medical Association. Declaration of Helsinki. Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Jahrbuch für Wissenschaft und Ethik. 2009;14(1).3-8. doi: 10.1515/9783110208856.233
16. Serner A, Jakobsen MD, Andersen LL, Hölmich P, Sundstrup E, Thorborg K. EMG evaluation of hip adduction exercises for soccer players: implications for exercise selection in prevention and treatment of groin injuries. British journal of sports medicine. 2014;48(14):1108-14. doi: 10.1136/bjsports-2012-091746
17. Page P, Ellenbecker TS. Strength band training. Human Kinetics Pub; 2019;8:264-270.
18. Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. Journal of Strength and Conditioning Research. 2006;20:252. doi: 10.1519/00124278-200605000-00003
19. Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. American journal of physical medicine & rehabilitation. 2002;81(11):S52-S69. doi: 10.1097/00002060-200211001-00007
20. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. Manual therapy. 2016;23:76-82. doi: 10.1016/j.math.2015.10.006
21. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology. 2000;10(5):361-74. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4
23. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Lawrance Erlbaum Association. 1988 .
24. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain. Lippincott Williams and Wilkins, Pennsylvania. determination of footedness. J. Phys. Med. Rehabil. 1983;2:835-41.
25. Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, Sharma L, Bennell KL. Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology. 2008;59(7):943-51. doi: 10.1002/art.23823
26. Koorosh-fard N, Rajabi R, Shirzad E. Effect of feedback corrective exercise on knee valgus and electromyographic activity of lower limb muscles in single leg squat. Archives of Rehabilitation. 2015;16(2):138-47.
27. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2019;17(10):937-50.
28. Hoch MC, Weinhandl JT. Effect of valgus knee alignment on gait biomechanics in healthy women. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2017;35:17-23. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.05.003
29. Aboodarda SJ, Page PA, Behm DG. Muscle activation comparisons between elastic and isoinertial resistance: A meta-analysis. Clinical Biomechanics. 2016;39:52-61. doi: 10.1136/bjsports-2012-091746
30. Kinakin K. Optimal muscle training biomechanics of lifting for maximum growth and strength. United State of America: Ken Kinakin. 2009;49:15-20. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.05.003