

اثر استفاده طولانی مدت از بریس بر فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای زانو پراتنزی طی دویدن: یک کارآزمایی بالینی تصادفی سازه شده

محمد اقبالی میدانی^۱، امیرعلی جعفرنژاد گرو^۲

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۱۲/۰۶ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۲۶

چکیده

پیش زمینه و هدف: زانوی پراتنزی یکی از شایع ترین عارضه های اندام تحتانی هست که عملکرد افراد را در طی فعالیت های روزمره و ورزشی تحت تأثیر قرار می دهد. هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر استفاده از بریس های حمایت کننده مفصل زانو بر فرکانس فعالیت عضلات در افراد دارای زانو پراتنزی در طی دویدن است.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. ۳۰ دانشجوی پسر دارای زانوی پراتنزی (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. استفاده از بریس زانو به مدت ۸ هفته برای گروه تجربی انجام شد. از آزمودنی ها خواسته شده بود تا در اغلب فعالیت های روزانه خود از بریس استفاده نمایند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. جهت تحلیل های آماری از آزمون آنالیز واریانس با اندازه های تکراری (Repeated measure ANOVA) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها: نتایج پژوهش حاضر نشان داد فعالیت الکتریکی عضله دوسر رانی کاهش معناداری را در فاز اتکای دویدن به اندازه (۶۷/۶۳-) درصد طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون نشان داد ($P=0/026$). همچنین فعالیت الکتریکی عضله دوقلو در فاز اتکای دویدن طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون کاهش معناداری را به اندازه (۲۱/۰۹-) درصد نشان داد ($P=0/036$). فعالیت الکتریکی سایر عضلات در گروه تجربی، هیچ گونه اختلاف معناداری را طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون نشان نداد ($P>0/05$).

نتیجه گیری: با توجه به کاهش فرکانس فعالیت عضله دوقلو داخلی و دوسر رانی طی پس آزمون نسبت به پیش آزمون می توان بیان نمود که استفاده طولانی مدت از بریس می تواند در بهبود کارایی دویدن مؤثر باشد.

کلیدواژه ها: زانو پراتنزی، دویدن، فرکانس فعالیت عضله، بریس

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و دوم، شماره چهارم، ص ۲۶۱-۲۵۲، تیر ۱۴۰۰

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، تلفن: ۰۴۵۳۳۵۱۰۸۰۱

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

در حین انجام فعالیت های ورزشی رخ می دهد (۲). پا محل اتصال بدن با زمین می باشد، انحرافات ساختاری در اندام تحتانی به ویژه در مفصل زانو احتمال بروز صدمات ناشی از انجام فعالیت های ورزشی را افزایش می دهد و ممکن است که از مشارکت افراد در انجام فعالیت های ورزشی جلوگیری کند (۳). وجود ناهنجاری در اندام تحتانی می تواند تأثیر منفی بر بیومکانیک حرکات انسان مانند دویدن بگذارد و به علائم ناپایداری منجر شود (۴). راستای اندام تحتانی مسئول اصلی جذب فشار در حین تماس پا با زمین می باشد

مفصل زانو از مهم ترین و پرتحرک ترین مفاصل بدن به شمار می رود که این مفصل هم مثل مفاصل دیگر بدن تحت تأثیر انواع مختلفی از نقص ها، آسیب ها و بیماری ها قرار می گیرد. دلایل زیادی وجود دارد که مفصل زانو را منحصربه فرد ساخته است که از جمله این دلایل می توان به حفظ و تحمل وزن بدن در زمان انجام حرکات ایستا و پویا اشاره کرد (۱). مطالعات اپیدمیولوژیک نشان می دهد که آسیب هایی که در مفصل زانو رخ می دهد اگر بیشترین نوع آسیب دیدگی نباشد، جزء آسیب دیدگی متداولی است که در مفصل زانو

۱ کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲ دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

کاهش فشار بر عضو آسیب‌دیده کمک می‌کند (۱۳). استفاده از بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو در ورزشکاران تلاشی برای کاهش وقوع آسیب یا کاهش شدت آسیب‌دیدگی در مفصل زانو می‌باشد. بسیاری از پزشکان استفاده از بریس را تجویز کرده‌اند تا از میزان آسیب‌های وارده کاهش داده و عملکرد افراد را بهبود بخشند (۱۴). بریس‌های پیشگیری‌کننده یا پروفیلاکتیک زانو ابزارهایی هستند که باید قابلیت حمایت از مفصل زانو در برابر صدمات احتمالی را داشته و در انجام فعالیت‌های ورزشی زانو را محدود نکنند (۲). روش‌های بسیاری در راستای ارزیابی میزان تأثیرگذاری تکنیک‌های درمانی در افراد دارای عارضه ارائه شده است که به جهت میزان تأثیرگذاری این تکنیک‌ها بر روی عضلات، بررسی فعالیت الکتریکی عضلات به‌عنوان یک روش مناسب می‌باشد. الکترومایوگرافی سطحی یکی از مهم‌ترین و کاربردی‌ترین روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت‌زمان فعالیت‌های عضلات به حساب می‌آید که به‌طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی-عضلانی از جمله در مطالعات توان‌بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. که از مزایای مهم الکترومایوگرافی می‌توان به غیرتهاجمی بودن و اقتصادی بودن آن اشاره نمود (۱۵). در کلیه این کاربردها، سیگنال‌های EMG در دو فضای کلی فرکانسی و دامنه‌ای تحلیل می‌شود. از این رو می‌توان از الکترومایوگرافی به‌عنوان روشی مناسب جهت بررسی تأثیر استفاده از بریس‌های حمایتی مفصل زانو و تمرینات اصلاحی بیان کرد. نظر بر این می‌باشد که استفاده از بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو در افراد دارای عارضه زانو پرنانتری می‌تواند باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات شود. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره استفاده از ابریس بر فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای عارضه زانو پرنانتری طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش کار

این پژوهش یک کارآزمایی بالینی تصادفی‌سازه شده بود. حجم نمونه در پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*Power تعیین شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت دستیابی به توان ۰/۸۰، اندازه اثر برابر ۰/۸۰ در سطح معناداری برابر ۰/۰۵ حداقل ۱۴ نفر در هر گروه موردنیاز می‌باشد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ نفر از دانشجویان دانشگاه محقق دارای زانو پرنانتری بودند. نرم‌افزار G*power نشان داد که برای اندازه اثر برابر ۰/۷، سطح معناداری برابر ۰/۰۵ و توان آماری برابر ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین گروهی تعداد حداقل ۸ نمونه در هر گروه موردنظر می‌باشد. بنابراین تعداد ۳۰ پسر دارای زانوی ضربداری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی

و میزان بار وارده را تعدیل می‌بخشد (۳). این جذب شوک توسط فعالیت عضلات اندام تحتانی عمدتاً رخ می‌دهد.

تجزیه تحلیل و ثبت سیگنال‌ها و فعالیت الکتریکی عضلات را EMG می‌گویند. این سیگنال‌ها بر اثر تغییراتی که در سطح تارهای عضلانی رخ می‌دهد به وجود می‌آیند. فعالیت درونی و سیگنال‌های عضلات به‌طور مستقیم قابل‌رؤیت نیست اما با استفاده از EMG فعالیت‌های درونی عضله را می‌توان ثبت کرد (۵). از مهم‌ترین نقش‌ها و شاخص‌های الکترومایوگرافی، تغییر روش‌های فراهوانی واحدهای حرکتی، فعال کردن عضلات برای حرکات مؤثر و افزایش سرعت هدایت عصبی می‌باشد (۶).

از جمله ناهنجاری‌های موجود در مفصل زانو عارضه زانو پرنانتری می‌باشد که در صفحه فرونتال بوده و شیوع آن در افراد ورزشکار و غیرورزشکار کشور بالا می‌باشد (۷). عارضه زانو پرنانتری مسیر نیروهای وارده را از مرکز زانو به سمت بخش داخلی زانو تغییر داده که سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد. به‌طوری‌که میزان نیروهای عکس‌العمل در بخش داخلی مفصل زانو حدوداً ۳/۵ برابر قسمت خارجی مفصل زانو می‌باشد (۸). تحقیقات نشان می‌دهد که آسیب زانو پرنانتری از یک‌سو باعث از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل ران-درشت نی می‌شود و از طرف دیگر باعث به وجود آمدن استئوارتریت در مفصل زانو می‌شود. بعضی از تحقیقات نشان می‌دهد که عارضه زانو پرنانتری یک عامل برای ایجاد سندروم درد رانی کشکی و به‌عنوان یک عامل برای بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی خلفی یاد کرده‌اند (۸، ۹). با توجه به اینکه پا محل تماس بدن با زمین می‌باشد، انحرافات ساختاری موجود در اندام تحتانی بدن به‌ویژه در قسمت زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش می‌دهد و ممکن است این عامل مانع از انجام فعالیت ورزشی توسط افراد شود (۱۰). ناهنجاری زانو پرنانتری در مفصل زانو باعث ایجاد تغییر در کیفیت کنترل وضعیت بدنی و همچنین باعث بر هم زدن خط جاذبه (line of gravity) نسبت به سطح اتکا (base of support)، تغییر مسیر خط جاذبه از مرکز مفصل زانو به سمت داخلی آن باعث ایجاد اختلال در تحمل وزن بدن و بی‌ثباتی در وضعیت بدنی می‌گردد (۱۱، ۱۲).

امروزه جهت اصلاح ناهنجاری زانو پرنانتری روش‌های مختلفی به کار می‌رود که هدف تمام آن‌ها پیشگیری از افزایش خطرات و آسیب‌های ناشی از آن و بهبود این ناهنجاری می‌باشد. طب ورزشی با رویکردی جدید در به حرکت در آوردن هر چه سریع بیمار رویکرد جدید درمان عملکردی را ارائه کرده است و استفاده از آتل‌های گچی و بی‌حرکت ماندن عضو را منسوخ و استفاده از بریس‌های زانو در یک عضو بدن مشابه کاربرد یک آتل انعطاف‌پذیر می‌باشد که به

شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت کنندگان رضایت نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود (۱۶). همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR-ARUMS-REC-1399-424) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل بود. پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی با کد کارآزمایی (IRCT20181223042082N1) بود. پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برگزار شد. که در مرحله پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات انجام دادند. و همین فرایند دوباره در مرحله پس‌آزمون و با استفاده از بریس انجام دادند هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. بریس‌های بی‌اکتیو از نوع بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو می‌باشد که به مفصل زانو ثبات می‌بخشد و از وارد شدن فشار بیشتر به قسمت خارجی مفصل زانو جلوگیری می‌کند (شکل ۱). مدت زمان استفاده از بریس ۸ هفته بود که از افراد خواسته می‌شد در اغلب فعالیت‌های روزمره از این بریس استفاده نمایند.

به صورت تصادفی در دو گروه تمرین (۲۰-۳۰ سال) (قد= 176 ± 0.6 ؛ وزن= $83/35 \pm 1/10$ و شاخص توده بدنی= $30/23 \pm 3/45$ و گروه کنترل (۲۰-۳۰ سال) (قد= 178 ± 0.12 ؛ وزن= $80/15 \pm 1/50$ و شاخص توده بدنی= $25/36 \pm 3/20$) شناسایی و قرار گرفتند. برای تشخیص این اختلال از افراد شرکت کننده در آزمون خواسته شد بدون کفش و جوراب درحالی که زانوها و ران‌های فرد دیده شود قرار بگیرند بدون اینکه هیچ گونه انقباض و تنوس عضلانی غیرطبیعی در عضلات ناحیه ران وجود داشته باشد به طوری که زانوهاشان در حالت اکستنشن کامل قرار داشت و قوزک‌های دوبا به گونه‌ای به هم چسبیده بودند که استخوان کشک زانوها به روبرو نگاه می‌کرد در این وضعیت فاصله بینایی کنبدیل داخلی ران‌ها به وسیله کولیس اندازه‌گیری شد. افراد دارای زانو پرنانزی درجه یک وارد پژوهش شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه‌ی زانوی پرنانزی و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه‌ی آزمودنی‌ها سمت شناسایی



شکل (۱): بریس مورد استفاده در پژوهش

(ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag / AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی $100 \text{ M}\Omega$ ؛ نسبت رد شایع حالت 110 دسی‌بل در 50 تا 60 هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر 500 هرتز و بالاگذر 10 هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) 60 هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام

میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راست رانی (RF)، دوسر رانی (BF)، نیمه وتری (ST) و عضله سرینی میانی (Gut M) سمت راست طی راه رفتن و دویدن ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی (biometrics ltd, uk) ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دوقطبی

مورد تأیید قرار گرفت. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه استفاده شد. از محیط نرم‌افزار SPSS-۲۴ و سطح معنی‌داری برابر $P < 0.05$ استفاده شد. از تست Bonferroni به‌عنوان تست تعقیبی استفاده شد.

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر مقادیر فرکانس فعالیت عضلات درشت نی قدامی ($P < 0.05$) پهن خارجی ($P = 0.002$) و عضله راست رانی ($P = 0.029$) معنادار بود (جدول ۱). مقایسه جفتی نشان داد که فعالیت این سه عضله طی فاز پاسخ بارگیری در پس‌آزمون بیشتر پیش‌آزمون بود. اثر عمل گروه بر مقادیر فرکانس فعالیت عضلات پهن خارجی ($P = 0.002$) پهن داخلی ($P = 0.042$) و سربینی میانی ($P = 0.036$) معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی و پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه تجربی بزرگ‌تر از گروه کنترل می‌باشد. مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله سربینی میانی در طی فاز پاسخ بارگیری در گروه کنترل بزرگ‌تر از گروه تجربی می‌باشد. اثر تعاملی گروه و زمان بر مقادیر فرکانس فعالیت عضلات منتخب معنادار بود.

الکترومایوگرافی انتخاب شد (۱۷). همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر 1000 Hz قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروود گذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) طبق توصیه‌نامه‌ی SENIAM انجام شد (۱۸). اوج فعالیت عضلات ذکر شده به‌صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) ثبت شد. برای نمونه MVIC فعالیت عضله دوقلوی داخلی بدین‌صورت ثبت شد که از آزمودنی خواسته شد روی یک پا (پای سمت راست که الکتروود بر روی آن قرار دارد) ایستاده و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرار گیرد. همچنین برای ثبت اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرار داد و حرکت دورسی فلکشن را انجام داد (پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه رو به بالا حرکت کرده و انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد) و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت گردید.

با استفاده از نرم‌افزار Biometrics datalite و MATLAB تمامی داده‌های الکترومایوگرافی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصله در Excle ثبت شد. نرمال بودن توزیع خطاها، ناخود همبسته بودن خطاهای مدل، و ثابت بودن واریانس خطاها

جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگیری دویدن در پیش و پس‌آزمون

عضله	گروه کنترل		گروه تجربی		مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	تغییر	میزان	میزان	اثر	اثر
				پیش‌آزمون	پس‌آزمون	زمان	گروه
درشت‌نی قدامی	۷۲/۵۶±۲۲/۸۲	۸۷/۰۹±۲۴/۲۱	۵/۹۹	۱۰۳/۶۵±۴/۰۴	۱۰۷/۴۰±۰	-۰/۲۹	۰/۰۶۴
دوقلوی داخلی	۸۰/۹۱±۳۰/۶۴	۶۰/۵۵±۲۸/۹۱	-۵/۶۹	۷۵/۸۵±۲۷/۹۵	۵۷/۱۰±۲۵/۶۱	-۲۱/۰۹	۰/۱۹۲
پهن خارجی	۳۰/۹۳±۱۰/۰۹	۵۵/۹۴±۲۱/۶۴	۳۶/۵۶	۵۵/۶۸±۱۹/۵۰	۶۶/۴۰±۱۱/۸۷	۳/۰۹	۰/۰۰۱
پهن داخلی	۴۳/۱۴±۲۶/۷۳	۶۰/۱۱±۲۵/۶۵	۱۵/۸۹	۵۰/۹۵±۱۴/۲۸	۶۳/۵۷±۲۵/۷۹	۲۴/۱۳	۰/۴۳۵
راست رانی	۳۸/۲۰±۲۰/۵۶	۷۲/۵۲±۲۴/۴۱	۳۸/۱۷	۵۶/۸۸±۳۳/۳۸	۶۰/۴۴±۲۱/۷۷	-۸/۰۵	۰/۳۲۸
دوسر رانی	۶۵/۱۵±۴۰/۱۶	۵۰/۳۹±۲۹/۷۶	-۲۵/۱۶	۶۳/۱۷±۳۴/۸۹	۴۹/۱۰±۱۸/۶۷	-۳۰/۲۹	۰/۴۱۴
نیمه وتری	۵۸/۶۰±۳۴/۸۰	۴۶/۸۹±۶/۰۹	-۴۰/۴۲	۶۲/۶۸±۲۹/۸۳	۵۹/۶۷±۴۰/۷۴	۷/۹	۰/۵۰۶
سربینی میانی	۸۰/۹۱±۳۰/۶۴	۶۰/۵۵±۲۸/۹۱	-۰/۹۲	۷۵/۸۵±۲۷/۹۵	۵۷/۱۰±۲۵/۶۱	-۲۱/۰۹	۰/۰۳۶

دوقلوی داخلی در طی فاز میانه اتکا در گروه کنترل بیشتر از گروه تجربی می‌باشد. مقایسه جفتی عضلات نشان‌دهنده این موضوع می‌باشد که دو سر رانی در طی فاز میانه اتکا در گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل می‌باشد. اثر تعاملی زمان گروه فرکانس فعالیت عضلات در طی فاز میانه اتکا معنادار نبود ($P = 0.05$).

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر مقادیر فرکانس عضلات هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در طی دوره تمرینی رخ نداده است (جدول ۲). اثر عامل گروه بر مقادیر فرکانس فعالیت عضلات دوقلوی داخلی ($P = 0.036$) و دو سر رانی ($P = 0.026$) معنادار بود. مقایسه جفتی عضلات بیانگر این موضوع می‌باشد که فرکانس فعالیت عضله

جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه اتکا دویدن در پیش و پس آزمون

عضله	گروه کنترل		میزان تغییر	گروه تجربی		میزان تغییر	مقدار P		
	پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
درشت نئی	۷۵/۹۲±۱۸/۲۴	۹۹/۶۰±۳۱/۸۳	۳۷/۲۷	۸۳/۴۸±۳۵/۴۴	۸۱/۸۰±۲۶/۴۱	-۱۰/۷۱	۰/۸۰۸	۰/۱۰۸	۰/۲۷۳
قدامی	۸۰/۹۱±۳۰/۶۴	۶۰/۵۵±۲۸/۹۱	-۲۲/۰۹	۷۵/۸۵±۲۷/۹۵	۵۷/۱۰±۲۵/۶۱	-۲۱/۰۹	۰/۶۰۰	۰/۰۳۶	۰/۹۲۰
دوقلوی داخلی	۳۲/۶۵±۱۹/۷۴	۵۵/۱۲±۱۳/۹۰	-۱۷/۰۱۱	۵۹/۴۸±۳۹/۸۲	۵۳/۱۷±۹۰/۱۹	۴۴/۰۶	۰/۴۰۷	۰/۱۵۸	۰/۲۹۱
پهن خارجی	۴۵/۹۰±۲۱/۷۰	۵۹/۱۲±۲۰/۳۰	-۸۲/۰۱۱	۷۲/۶۰±۵۳/۶۳	۶۰/۴۱±۲۱/۲۰	-۴۳/۶۳	۰/۱۱۰	۰/۷۰۶	۰/۳۵۲
پهن داخلی	۴۶/۳۰±۲۲/۷۴	۳۷/۰۰±۲۴/۴۷	-۷/۵۷	۵۴/۳۶±۳۸/۱۹	۵۰/۰۷±۱۹/۴۰	-۲۳/۰۸	۰/۲۲۵	۰/۳۸۶	۰/۷۷۰
راست رانی	۴۶/۳۰±۱۸/۶۲	۴۳/۶۰±۲۳/۹۰	۲/۵۸	۷۲/۶۸±۴۶/۵۵	۳۶/۹۲±۱۴/۶۸	-۶۷/۶۳	۰/۲۹۲	۰/۰۲۶	۰/۰۸۴
دوسر رانی	۵۰/۱۵±۳۹/۴۱	۵۳/۰۸±۱۸/۷۲	-۱۷/۷۶	۶۵/۹۲±۴۱/۵۹	۷۲/۱۰±۳۵/۳۲	-۰/۰۹	۰/۱۱۹	۰/۶۵۶	۰/۸۸۱
نیمه وتری	۴۱/۵۷±۱۳/۱۳	۴۵/۰۹±۳۸/۲۱	۲۸/۶	۵۱/۹۶±۳۴/۹۱	۶۰/۰۱±۳۰/۷۸	۹۲/۳	۰/۱۵۰	۰/۵۵۳	۰/۷۹۱
سرینی میانی									

نتایج نشان می‌دهد که اثر عامل زمان بر فرکانس فعالیت عضلات هیچ تفاوت معناداری را در طی یک دوره‌ی تمرینی مشخص به وجود نیاورده است (جدول ۳). اثر عامل گروه بر مقادیر فرکانس عضله دو سر رانی ($P=۰/۰۱۲$) معنادار بوده است. مقایسه‌ی جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی طی فاز هل دادن در گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل می‌باشد (جدول ۳). اثر تعاملی زمان گروه بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب طی فاز هل دادن معنادار نبود ($P=۰/۰۰۵$).

نتایج نشان می‌دهد که اثر عامل زمان بر فرکانس فعالیت عضلات هیچ تفاوت معناداری را در طی یک دوره‌ی تمرینی مشخص به وجود نیاورده است (جدول ۳). اثر عامل گروه بر مقادیر فرکانس عضله دو سر رانی ($P=۰/۰۱۲$) معنادار بوده است. مقایسه‌ی جفتی

جدول (۳): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن دویدن در پیش و پس آزمون

عضله	گروه کنترل		میزان تغییر	گروه تجربی		میزان تغییر	مقدار P		
	پیش آزمون	پس آزمون		پیش آزمون	پس آزمون		اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
درشت نئی	۷۵/۹۲±۱۸/۲۴	۹۹/۶۰±۳۱/۸۳	۳۷/۲۷	۸۳/۴۸±۳۵/۴۴	۸۷/۸۰±۲۶/۴۱	-۴/۷۱	۰/۸۰۸	۰/۱۰۸	۰/۲۷۳
قدامی	۸۰/۹۱±۳۰/۶۴	۶۰/۵۵±۲۸/۹۱	-۲۲/۰۹	۷۵/۸۵±۲۷/۹۵	۵۹/۰۵±۳۴/۸۸	-۸۰/۲	۰/۲۲۰	۰/۰۵۵	۰/۲۴۵
دوقلوی داخلی	۳۲/۶۵±۱۹/۷۴	۵۵/۱۲±۱۳/۹۰	-۱۷/۰۱۱	۵۹/۴۸±۳۹/۸۲	۱۰۱/۴۰±۲۷/۷۳	۱۰۱/۴۰	۰/۲۲۰	۰/۰۵۵	۰/۲۴۵
پهن خارجی	۴۵/۹۰±۲۱/۷۰	۵۹/۱۲±۲۰/۳۰	-۸۲/۰۱۱	۷۲/۶۰±۵۳/۶۳	۷۶/۹۲±۷۷/۴۶	-۹۸/۰۷	۰/۴۵۳	۰/۴۵۳	۰/۳۹۶
پهن داخلی	۴۵/۹۰±۲۱/۷۰	۵۹/۱۲±۲۰/۳۰	-۸۲/۰۱۱	۷۲/۶۰±۵۳/۶۳	۹۸/۹۳±۷۵/۷۷	۱۱/۸۳	۰/۹۱۵	۰/۵۰۹	۰/۵۰۴
راست رانی	۴۶/۳۰±۱۸/۶۲	۴۳/۶۰±۲۳/۹۰	۲/۵۸	۷۲/۶۸±۴۶/۵۵	۸۲/۷۵±۷۳/۸۱	۱۶/۲۹	۰/۱۷۶	۰/۳۹۹	۰/۱۰۸
دوسر رانی	۵۰/۱۵±۳۹/۴۱	۵۳/۰۸±۱۸/۷۲	-۱۷/۷۶	۶۵/۹۲±۴۱/۵۹	۱۰۷/۱۰±۷۰/۴۲	-۲۶/۵۵	۰/۰۸۷	۰/۰۱۲	۰/۱۹۴
نیمه وتری	۴۱/۵۷±۱۳/۱۳	۴۵/۰۹±۳۸/۲۱	۲۸/۶	۵۱/۹۶±۳۴/۹۱	۶۸/۷۳±۴۲/۹۳	۸۷/۴۰±۸۰/۹۶	۰/۱۹۵	۰/۶۶۸	۰/۳۹۵
سرینی میانی	۴۱/۵۷±۱۳/۱۳	۴۵/۰۹±۳۸/۲۱	۲۸/۶	۵۱/۹۶±۳۴/۹۱	۷۳/۹۰±۷۶/۵۱	۲۷/۹۱	۰/۳۱۵	۰/۷۶۶	۰/۳۷۱

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی ($P=۰/۰۳۸$) معنادار بود (جدول ۴). مقایسه جفتی نشانگر این امر می‌باشد که فعالیت عضله پهن داخلی در طی فاز سکون در

پس آزمون بزرگ‌تر از پیش آزمون می‌باشد. اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی ($P<۰/۰۰۵$) معنادار بوده است. مقایسه جفتی بیانگر این است که فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی در طی

فاز سکون در پیش‌آزمون بیشتر از پس‌آزمون می‌باشد. اثر تعاملی زمان و گروه بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب در طی فاز میانه

اتکا معنادار نبود ($P > 0.05$).

جدول (۴): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز ایستا دویدن در پیش و پس‌آزمون

عضله	گروه کنترل		میزان تغییر	گروه تجربی		میزان تغییر	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
درشت‌نشی	۷۹/۸۱ ± ۲۰/۲۰	۸۸/۴۲ ± ۲۵/۲۱	۱۳/۶۱	۷۹/۶۲ ± ۱۷/۳۳	۸۷/۸۸ ± ۲۲/۵۸	۱۳/۹۳	۰/۹۴۷	۰/۲۴۵	۰/۹۷۵
قدامی	۴۸/۱۴ ± ۱۹/۶۸	۵۱/۳۵ ± ۳۲/۱۱	۲۲/۷۲	۵۲/۸۰ ± ۱۶/۷۷	۵۷/۲۶ ± ۱۰/۸۰	-۱/۵۱	۰/۳۶۹	۰/۵۷۴	۰/۹۱۵
دوقلو داخلی	۵۳/۱۴ ± ۵۲/۱۹	۵۶/۱۵ ± ۱۳/۱۵	-۳۶/۰۳	۵۵/۸۳ ± ۲۱/۲۰	۵۸/۳۲ ± ۱۹/۱۸	۰/۴۷	۰/۷۹۴	۰/۷۶۵	۰/۹۷۸
پهن خارجی	۶۱/۰۹ ± ۲۵/۶۲	۵۷/۴۴ ± ۱۷/۶۹	-۱۱/۵۸	۷۱/۳۲ ± ۳۱/۴۴	۷۱/۲۳ ± ۲۲/۵۷	-۸/۹۶	۰/۰۳۸	۰/۸۳۷	۰/۷۴۶
پهن داخلی	۴۸/۱۴ ± ۱۹/۶۸	۵۱/۳۵ ± ۳۲/۱۱	۱۵/۶۴	۵۲/۸۰ ± ۱۶/۷۷	۵۷/۲۶ ± ۱۰/۸۰	-۱/۵۱	۰/۳۶۹	۰/۵۷۴	۰/۹۱۵
راست رانی	۶۹/۹۹ ± ۳۵/۹۷	۴۰/۹۲ ± ۳۳/۲۱	-۳۱/۸۳	۱۰/۱۱۵ ± ۲۴/۷۸	۴۳/۳۱ ± ۳۸/۵۶	-۴۴/۱۵	۰/۱۱۱	۰/۰۰۰	۰/۱۶۸
دوسر رانی	۷۳/۰۶ ± ۳۳/۷۰	۶۲/۱۰ ± ۱۷/۵۵	-۲۷/۱۱	۶۸/۱۷ ± ۳۳/۶۸	۶۴/۳۲ ± ۳۵/۴۰	-۲/۱۳	۰/۸۷۶	۰/۴۶۰	۰/۶۷۸
نیمه وتری	۴۲/۱۶ ± ۲۳/۷۰	۹۲/۶۳ ± ۱۳۵/۴۵	۱۶۲/۲۱	۵۶/۹۱ ± ۳۳/۵۴	۵۱/۲۷ ± ۲۲/۶۴	-۱۶/۵۴	۰/۵۲۹	۰/۲۹۰	۰/۱۹۲
سرینی میانی									

نتایج نشان‌دهنده این موضوع می‌باشد که اثر عامل زمان و گروه بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی طی فاز نوسان تفاوت معناداری ایجاد نکرده است. اثر تعاملی زمان و گروه بر فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی طی فاز نوسان معنادار می‌باشد.

جدول (۵): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز نوسان دویدن در پیش و پس‌آزمون

عضله	گروه کنترل		میزان تغییر	گروه تجربی		میزان تغییر	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
درشت‌نشی	۸۱/۰۴ ± ۲۴/۶۸	۵۸/۱۳ ± ۲۱/۷۹	-۲۵/۸	۷۹/۶۷ ± ۳۳/۵۸	۸۱/۳۲ ± ۲۶/۸۲	-۵/۱۱	۰/۵۵۴	۰/۵۵۴	۰/۰۳۹
قدامی	۵۵/۰۱ ± ۱۹/۳۸	۶۵/۹۵ ± ۳۹/۰۷	۳۰/۶۳	۴۴/۵۰ ± ۳۹/۱۰	۶۲/۰۵ ± ۳۳/۶۸	۱۲/۱۳	۰/۴۱۲	۰/۲۱۴	۰/۷۰۵
دوقلو داخلی	۴۱/۹۰ ± ۲۵/۴۷	۴۹/۶۳ ± ۲۱/۵۳	۵۴/۷۳	۵۴/۳۶ ± ۴۰/۷۶	۴۱/۳۶ ± ۱۷/۹۴	-۳۵/۸۲	۰/۸۱۸	۰/۷۳۱	۰/۲۶۲
پهن خارجی	۵۴/۱۰ ± ۲۹/۲۸	۵۵/۸۴ ± ۲۹/۳۸	۱/۸۴	۵۰/۳۰ ± ۴۱/۲۰	۶۰/۷۱ ± ۱۹/۰۳	-۱۲/۳	۰/۹۵۱	۰/۵۳۷	۰/۶۱۹
پهن داخلی	۵۶/۰۵ ± ۲۳/۹۱	۴۰/۱۰ ± ۲۰/۱۷	-۱۹/۶۹	۵۰/۸۶ ± ۳۶/۷۶	۵۵/۶۶ ± ۲۴/۰۴	-۷/۹۲	۰/۵۰۰	۰/۵۱۷	۰/۱۸۴
راست رانی	۶۵/۸۲ ± ۴۵/۳۹	۳۵/۱۵ ± ۲۲/۵۵	-۵۳/۵۱	۶۵/۱۸ ± ۴۲/۱۷	۵۲/۴۷ ± ۳۵/۲۷	-۱۹/۶۱	۰/۳۹۲	۰/۰۹۸	۰/۳۵۸
دوسر رانی	۵۶/۹۰ ± ۳۵/۳۵	۶۶/۱۴ ± ۳۱/۷۱	۵/۶	۶۰/۵۳ ± ۵۰/۰۸	۴۲/۶۱ ± ۳۸/۴۲	-۲۹/۵۸	۰/۹۵۰	۰/۷۲۵	۰/۶۳۱
نیمه وتری	۵۵/۰۱ ± ۱۹/۳۸	۶۵/۹۵ ± ۳۹/۰۷	۳۰/۶۳	۴۴/۵۰ ± ۳۹/۱۰	۶۲/۰۵ ± ۳۳/۶۸	۱۲/۱۳	۰/۴۱۲	۰/۲۱۴	۰/۷۰۵
سرینی میانی									

می‌توان بیان نمود که استفاده طولانی‌مدت از بریس می‌تواند در بهبود کارایی دویدن مؤثر باشد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت عضلات درشت نی قدامی، پهن خارجی و عضله راست رانی

با توجه به کاهش فرکانس فعالیت عضله دوقلو داخلی و دوسر رانی در پژوهش حاضر طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون

بحث

وارد شدن آسیب بر این قسمت در حین انجام فعالیت ورزشی جلوگیری می‌کند (۲۲). ریشیراج و همکاران (۲۰۰۹) در مطالعاتی را با عنوان نقش بالقوه‌ی بريس زانو در جلوگیری از آسیب‌های احتمالی در رباط زانو بررسی کردند. باوجود اینکه این برنامه‌های قابلیت خود را در کاهش آسیب‌های موجود در رباط‌های زانو را نشان می‌دهند. چندین پژوهشگر نظر بر این دارند که هیچ دلیل و مدرک قطعی مبنی بر کاهش میزان آسیب‌های ACL زانو در طی مسابقات ورزشی نشان نداده است. با این حال تحقیقات در زمینه استفاده از بريس‌های زانو بیانگر این موضوع می‌باشد که به‌طور بالقوه مانع رسیدن آسیب‌های رباط‌های زانو در افراد غیر آسیب دیده می‌شود به‌طوری که کلیه تحقیقاتی که در این زمینه صورت گرفته انجام شده نشان می‌دهد که بريس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو موجب ثبات و پایداری در یک مفصل با ACL ناکارا می‌شود (۲۳). در نتایج تحقیق حاضر بريس مورد استفاده تأثیر معناداری بر تمامی عضلات نداشت و بر تعداد محدودی از عضلات تأثیر گذاشت به دلیل اینکه می‌تواند روش تحقیق متفاوت باشد یا مدت زمان استفاده از بريس حمایت‌کننده مفصل زانو در دو پژوهش متفاوت باشد به همین دلیل نتایج متفاوتی را ایجاد کرده است اما اغلب منجر به کاهش فرکانس فعالیت عضلات طی فاز اتکای دویدن شدند. به‌طور کلی نتایج نشان می‌دهد که فرکانس فعالیت عضله‌ی نیم وتری در مرحله‌ی پس-آزمون افزایش پیدا کرده است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود نمونه زن اشاره نمود. از سوی دیگر در این پژوهش کینماتیک حرکت ثبت نشده است. مطالعات آینده می‌توانند این پژوهش را بر روی نمونه‌ها زن مورد ارزیابی قرار داده و علاوه بر فعالیت عضلات کینماتیک حرکت را نیز ثبت نمایند.

نتیجه‌گیری

با توجه به افزایش فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی، پهن خارجی و راست رانی طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون می‌توان بیان نمود که استفاده طولانی مدت از بريس می‌تواند در کاهش جذب شوک‌های وارده بر اندام تحتانی از طرف زمین مؤثر باشد مکانیزم احتمالی آن نیز افزایش فرکانس عضلات فوق‌الذکر طی فاز پاسخ بارگیری می‌باشد.

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر را داریم. این پژوهش در آزمایشگاه مرکز سلامت و تندرستی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی اجرا شد. تأمین مالی پژوهش حاضر از طرف دانشگاه محقق اردبیلی جهت اجرای پایان‌نامه آقای محمد اقبالی میدانی بود.

فاز بارگیری حرکت معنادار می‌باشد. همچنین فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی، پهن خارجی کاهش معناداری را در گروه تجربی پس از تمرینات اصلاحی بعد از استفاده از بريس در فاز بارگیری حرکت از خود نشان دادند یافته‌ها بیانگر این موضوع می‌باشد. که فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در طی فاز میانه اتکا در گروه کنترل بیشتر از گروه تجربی می‌باشد. همچنین رامسی و همکارانش در سال ۲۰۰۳ تحقیقاتی را انجام دادند که در نتیجه این تحقیقات به این مورد دست یافتند که استفاده از بريس فعالیت دو عضله -ی نیمه وتری و دو سر رانی را به‌طور معناداری کاهش می‌دهند علاوه بر این فعالیت عضله‌ی راست رانی را افزایش می‌دهد (۱۹). نتایج تحقیق ناشی از پژوهش حاضر با نتایج تحقیق رامسی و همکارانش همسو نمی‌باشد و دلیل آن می‌تواند روش تحقیق باشد و همچنین پژوهش حاضر تأثیر طولانی مدت استفاده از بريس را مورد ارزیابی قرار داده است در حالی که امکان دارد پژوهش رامسی و همکارانش اثر آبی استفاده از بريس باشد. همچنین یافته‌ها عضلات نشان‌دهنده این موضوع می‌باشد که دو سر رانی در طی فاز میانه اتکا در گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل می‌باشد. یافته‌های جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی طی فاز هل دادن در گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل می‌باشد. نتایج نشانگر این امر می‌باشد که فعالیت عضله پهن داخلی در طی فاز سکون در پس‌آزمون بزرگ‌تر از پیش‌آزمون می‌باشد. و همچنین یافته‌های جفتی بیانگر این است که فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی در طی فاز سکون در پیش‌آزمون بیشتر از پس‌آزمون می‌باشد. در تحقیقات مشابهی که انجام شده به این نتیجه رسیدند که استفاده از بريس در افراد دارای زانو پرنانتي تقریباً تأثیرات معنی‌داری را در حرکت و اندام فرد به وجود آورده است. در تحقیقاتی که محمدی اصل و همکارانش در سال ۱۳۸۵ در مورد استفاده از زانو بند در افراد زانو پرنانتي و افرادی که عمل جراحی انجام داده بودند به این نتیجه رسیدند که استفاده از زانو بند در افراد دارای عارضه در اندام تحتانی مفصل زانو تأثیر معناداری دارد و موجب بهبود حرکت و کاهش فشار وارده بر قسمت خارجی مفصل زانو می‌گردد (۲۰). در تحقیقی که ابراهیمی و همکارانش در سال ۲۰۱۲ با عنوان اثرات یک بريس پروفیلاکت‌ها و دو نوع زانو بند را بر عملکرد ورزشکاران سالم بررسی کردند به این نتیجه رسیدند که بريس‌های پروفلاکتیک زانو از آسیب‌هایی که آن‌ها را در انجام فعالیت‌های روزمره یا ورزشی محدود می‌کند حمایت می‌کند تا فعالیت ورزشی خورد انجام دهند (۲۱). همچنین در تحقیقی که در سال ۲۰۱۲ توسط پانکوا و همکارانش بر روی سه نوع بريس زانو صورت گرفت تا از اثرات این نوع بريس‌ها بر روی تغییرات فشار پای آگاهی یابند به این نتیجه رسیدند که استفاده از این بريس‌ها باعث ثبات مفصل زانو شده و این عمل مفصل زانو را از

References:

1. Zandi ZS, Amir-Seifoddini M, Amiri-Khorasani M. Evaluation of Lower Extremity Kinematic Characteristics during Single-Leg Landing from Different Heights in Patients with Knee Valgus Deformity. *J Rehab Med* 2017; 6(1):122-31. doi: 10.7547/0950531.
2. Priore LB, Lack S, Garcia C, Azevedo FM, de Oliveira Silva D. Two weeks of wearing a knee brace compared with minimal intervention on kinesiophobia at 2 and 6 weeks in people with patellofemoral pain: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2020;101(4):613-23.
3. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech* 2001;17(2):153-63.
4. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 2005;95(6):531-41. doi: 10.7547/0950531.
5. Tumkur Anil Kumar N, Oliver JL, Lloyd RS, Pedley JS, Radnor JM. The influence of growth, maturation and resistance training on muscle-tendon and neuromuscular adaptations: A narrative review. *Sports* 2021;9(5):59. doi: 10.3390/sports9050059
6. Cronin JB, Hansen K. Strength and power predictors of sports speed. *J Strength Cond Res* 2005;19(2):349-57. doi: 10.1519/14323.1.
7. Letafatkar A, Hadadnezhad M, Shojaedin S, Mohamadi E. Relationship between functional movement screening score and history of injury. *Int J Sports Phys Ther* 2014;9(1):21.
8. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *Jama* 2001;286(2):188-95. doi: 10.1001/jama.286.2.188.
9. Van Gheluwe B, Kirby KA, Roosen P, Phillips RD. Reliability and accuracy of biomechanical measurements of the lower extremities. *J Am Podiatr Med Assoc* 2002;92(6):317-26. doi: 10.7547/87507315-92-6-317.
10. William D, Mc Clay I, Hamil J. Arch Structure and Injury Patterns in Runner. *Clin Biomech* 2001;16:282-91. doi: 10.1016/s0268-0033(01)00005-5.
11. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis. F.A. Davis Company; 2011.
12. Samaei A, Bakhtiary AH, Hajihassani A, Fatemi E, Motaharinezhad F. Uphill and downhill walking in multiple sclerosis: a randomized controlled trial. *Int J MS Care* 2016;18(1):34-41. doi: 10.7224/1537-2073.2014-072.
13. Chirgwin JM, Przybyla AE, MacDonald RJ, Rutter WJ. Isolation of biologically active ribonucleic acid from sources enriched in ribonuclease. *Biochemistry* 1979;18(24):5294-9. doi: 10.1021/bi00591a005.
14. Steadman JR, Karas SG, Schlegel TF. The Microfracture Technique in the Treatment of. *J Knee Surg* 2003;16(2):83-6.
15. Konrad P. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography. USA: Noraxon INC; 2005.
16. Association WM. Ethical principles for medical research involving human subjects. Declaration of Helsinki. 2004.
17. 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. *J Electromyogr Kinesiol* 2018;39:35-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006.
18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361-74. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
19. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Németh G. Electromyographic and biomechanic analysis of

- anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech* 2003;18(1):28-34. doi: 10.1371/journal.pone.0050110.
20. Pankova B, Kubovy P, Fanta O, Jelen KJ. Plantar pressure distribution changes depending on the use of knee braces. *J Biomech* 2012;45:S189.
21. Mortaza N, Ebrahimi I, Jamshidi AA, Abdollah V, Kamali M, Abas WABW, et al. The effects of a prophylactic knee brace and two neoprene knee sleeves on the performance of healthy athletes: a crossover randomized controlled trial. *Plos One* 2012;7(11):e50110. doi: 10.1371/journal.pone.0050110.
22. Pankova B, Kubovy P, Fanta O, Jelen KJ. Plantar pressure distribution changes depending on the use of knee braces. *J Biomech* 2012;45:S189.
23. Rishiraj N, Taunton JE, Lloyd-Smith R, Woollard R, Regan W, Clement D. The potential role of prophylactic/functional knee bracing in preventing knee ligament injury. *Sport Med* 2009;39(11):937-60.

THE EFFECT OF LONG-TERM USE OF BRACES ON ELECTRICAL MUSCLE ACTIVITY IN PEOPLE WITH GENU VARUS WHILE RUNNING: A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL

Mohammad Eghbali meydani¹, AmirAli Jafarnezhadgero²

Received: 24 February, 2021; Accepted: 24 November, 2021

Abstract

Background & Aims: Genu varus is one of the most common lower limb complications that affect a person's performance during daily activities and sports. The aim of this study was to investigate the effect of using knee braces on the frequency content of lower limb muscles in people with genu varus while running.

Materials & Methods: The present study was quasi-experimental. 30 male students with genu varus (20-30 years) were randomly divided into control and intervention groups. Knee brace was used for 8 weeks in the experimental group. The subjects used a knee brace in most of their daily activities. Electrical activity of selected muscles was recorded by electromyography system. For statistical analysis, repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used at a significance level of 0.05.

Results: The results of the present study showed that the electrical activity of the biceps muscle showed a significant decrease during stance phase by -67.63% at post-test compared to the pre-test ($p = 0.026$). Also, the electrical activity of the biceps muscle during stance at the post-test compared to the pre-test showed a significant decrease by 21.09% ($p = 0.036$). The electrical activity of other muscles in the intervention group did not show any significant difference during the post-test compared to the pre-test ($p < 0.05$).

Conclusion: Due to the decrease in the frequency of medial gastrocnemius and biceps femoris muscles, it can be stated that long-term use of the brace can improve running mechanics.

Keywords: Genu varus, Knee brace, Running, Frequency muscle activity

Address: University of Mohaghegh, Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +984533510801

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2021: 32(4): 261 ISSN: 2717-008X

¹ MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

² Associate Prof. Sport Biomechanics, Department. of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)