مقاله پژوهشی

اثر آنی بریس زانوی محافظت‌کننده بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا و زانو در افراد مبتلا به زانوی ضربدری طی پرش و فرود

محسن برغمدی[×1]، کیوان شهبازی اوغلو[2]، ابراهیم پیری[3]، هادی الله‌وردی دوست[4]، علی نصرتی هشی[5]

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۱۲/۱۳ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۳/۱۷

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: فرود از فعالیت‌های مهم در اجرای حرکات ورزشی است که فعالیت عضلات را به‌شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد. افراد مبتلا به زانوی ضربدری به علت تغییرات ساختاری در مفصل زانو در معرض آسیب‌های گسترده‌ای در این مفصل می‌باشند. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر استفاده کوتاه‌مدت از بریس زانوی محافظت‌کننده بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل مچ پا و زانو در افراد مبتلا به زانوی ضربدری طی پرش و فرود بود.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. تعداد ۱۰ پسر مبتلا به زانوی ضربدری در گروه آزمایش و ۱۰ پسر سالم که هیچ‌گونه اختلال اندام تحتانی نداشتند، به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. بریس زانوی مورداستفاده از نوع BeActive model 1031 بود. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی (Biometrics ltd, uk) ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار SPSS V21 و آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) در سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه زانوی ضربدری هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P=۰/۰۶۳، t=۲/۲۷۶). بررسی هم‌انقباضی عمومی مچ پا در گروه کنترل که از بریس زانو استفاده کرده بودند نشان داد کاهش معنی‌داری در پس‌آزمون طی مقایسه با پیش‌آزمون وجود دارد (P=۰/۰۰۱، t=۶/۸۳۱).

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج تحقیق می‌توان نتیجه گرفت کاهش هم‌انقباضی مفصل زانو نشان‌دهنده کاهش فعالیت هم‌زمان عضلات حمایت‌کننده مفصل زانو است. احتمالاً بریس زانو توانسته نقش حمایتی و حفاظت‌کننده در مفصل زانو داشته باشد و در نتیجه منجر به کاهش فعالیت عضلات حمایت‌کننده اطراف مفصل شده است.

کلیدواژه‌ها: مفصل مچ پا، هم‌انقباضی، زانوی ضربدری، بریس زانو، فرود، مفصل زانو

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره دوم، ص ۶۷-۵۸، اردیبهشت ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: اردبیل، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، تلفن: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۵۲

Email: barghamadi@uma.ac.ir

مقدمه

فرود معمولاً در بسیاری از فعالیت‌های مختلف روزمره وجود دارد (۱). فرود با شدت بالا باعث افزایش نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود (۲، ۳). همچنین می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی حدوداً ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید و اغلب باعث به وجود آمدن آسیب در اندام تحتانی می‌شود (۴، ۵). افزایش نیروهای برخوردی در هنگام فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل مانند عضله و رباط‌ها که کار محافظت از مفصل را به عهده دارند را فراهم می‌سازد (۶). این ضربه مکانیکی باید از طریق سیستم اسکلتی -عضلانی کاهش یابد (۷). عواملی که در شدت آسیب تأثیر می‌گذارد شامل سرعت حرکت، ارتفاع فرود، نوع کفش، وزن بدن، موقعیت و سطح فرود و نیز استراتژی فرود است (۱۰-۸). تحقیقات بسیاری فرود توأم با نیروهای

[1] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[2] کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[3] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[4] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[5] دانشجوی دکترا فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

ضربه‌ای را عاملی خطرزا برای آسیب‌های اندام تحتانی می‌دانند (۱۳-۱۱).

یافته‌ها نشان می‌دهند شایع‌ترین سازوکار این نوع آسیب‌ها، نداشتن تعادل مناسب هنگام فرود است که مفصل زانو را در والگوسی شدید و چرخش خارج درشت‌نئی نسبت به ران قرار می‌دهد (۱۴). عارضه زانوی ضربدری در بین افراد از شیوع بالای برخوردار بوده و یکی از عوامل مؤثر در تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو می‌باشد (۱۵، ۱۶). ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت بدنی در اندام تحتانی، به نوبه خود ممکن است تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا ایجاد و کنترل تعادل بدن را محدود کند (۱۷). برخی مطالعات رابطه مستقیمی بین فعالیت عضلات ران با والگوس زانو نشان داده‌اند، به‌این‌ترتیب که افزایش فعالیت عضلات ران به افزایش والگوس زانو منجر شده بود (۱۸، ۱۹). همچنین ارتباط بین فعالیت مجموعه عضلات چهارسر یا نسبت فعالیت عضلات زانو برای مثال نسبت فعالیت پهن داخلی به خارجی با ضربدری شدن زانو بررسی شده است و نتایج ارتباط عکس را نشان دادند (۲۰). به‌طوری‌که کاهش فعالیت یا نسبت انقباضی به افزایش والگوس زانو در حرکاتی چون اسکات منجر شده بود. فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم انقباضی عضلانی می‌گویند. به‌طورکلی دو نوع هم انقباضی وجود دارند (۲۰). یکی هم انقباضی عمومی و دیگری هم انقباضی جهت‌دار است که به بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفاصل می‌پردازند. در هم انقباضی عمومی، عضلات آنتاگونیست و آگونیست اطراف مفصل با هم به‌صورت برابر فعالیت می‌کنند و در هم انقباضی جهت‌دار عضلات آنتاگونیست و آگونیست هم‌زمان فعال می‌شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند. اعتقاد این است که هم انقباضی جهت‌دار گشتاورهای خارجی را حمایت کرده تا بارهای اضافی وارد بر مفصل را کاهش دهند (۲۱). به این جهت استفاده از هم انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو می‌تواند در بررسی اثربخشی مداخلات و کارآمدی عضلات مناسب باشد (۲۲). البته مطالعه‌ای افزایش فعالیت راست رانی را همراه با افزایش والگوس در حرکت اسکات نشان داد که مغایر با سایرین بود (۲۳). با توجه به اینکه رویکرد جدید در طب ورزشی حرکت سریع بیماران با استفاده از روش‌های کاربردی است (۲۴). بنابراین یافتن روشی که بتواند به‌صورت آنی بر فعالیت هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو ضربدری اثرگذار باشد، ضروری است. ازجمله روش‌های غیرفعال و آنی که بتواند بر هم‌انقباضی عضلات اثرگذار باشد، بریس زانو است.

بریس‌های زانو باهدف توان‌بخشی برای کاهش نیروهای وارده بر مفصل زانو استفاده می‌شود که اثربخشی این نوع بریس‌ها در کاهش بعضی از فاکتورهای خطر مفصل زانو به اثبات رسیده است (۲۵). مهم‌ترین هدف طراحی و تجویز بریس در افراد دارای زانوی ضربدری کاهش درد، کاهش نیروی وارده بر سطوح مفصلی و ایجاد راستای بهتر اندام تحتانی است (۲۶). میزان تأثیر این ابزارها به طراحی خوب، استفاده بهینه و البته تجویز به‌موقع و مناسب است (۲۶). باوجوداین، مطالعات انجام‌شده بر روی هم انقباضی مفصل زانو در افراد زانوی ضربدری در تکالیف مختلف حرکتی، این سؤال مطرح می‌شود که آیا بریس زانو در بهبود و با پیشگیری از پیشرفت این عارضه مؤثر است یا خیر؟ ازاین‌رو هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده از بریس زانو بر هم‌انقباضی مفصل زانو و مچ پا طی پرش و فرود در افراد دارای زانوی ضربدری بود.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. که بر روی پسران دارای پای ضربدری و سالم به‌صورت در دسترس از بین دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی انتخاب شده بودند، انجام شد. نرم‌افزار G*Power نشان داد که حداقل تعداد آزمودنی موردنیاز با اندازه اثر ۰/۷، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸ جهت ورود به پژوهش حاضر ۱۰ نفر در هر گروه می‌باشد (۲۷).

بعد از انجام پایش سلامت در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی افراد دارای زانوی ضربدری در سال ۱۴۰۱ شناسایی شدند و سپس طی فراخوانی که صورت گرفت به مرکز سلامت و تندرستی مراجعه کردند ۱۲ پسر که با استفاده از کولیس، فاصله قوزک‌های داخلی (۲ تا ۵ سانتی‌متر) آن‌ها توسط متخصص حرکات اصلاحی بررسی شد و تشخیص داده شد که دارای عارضه زانوی ضربدری (با درجه متوسط) هستند، داوطلب شرکت در پژوهش شدند (۲۸). همچنین ۱۲ پسر سالم بدون اختلالات اندام تحتانی که توسط متخصص حرکات اصلاحی مورد تأیید بود، در گروه سالم قرار گرفتند. معیارهای خروج در پژوهش حاضر شامل مشکلات عصبی-عضلانی، سابقه شکستگی و یا جراحی در اندام تحتانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی عقب رفته، پارگی یا عمل قبلی ACL، مصرف داروهای با اختلالات عصبی، وضعیت بینایی و شنوایی که بتواند فن یا وضعیت تعادل را حین فرود مختل کند، دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. همچنین در صورت عدم توانایی آزمودنی در انجام هر یک از مراحل آزمون و یا بروز درد در مفاصل از ادامه‌ی آزمون انصراف و از مطالعه خارج می‌شدند. معیار ورد به مطالعه شامل دارا بودن زانوی ضربدری و دانشجویان پسر بود.

پای برتر تمامی آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد (طی آزمون شوت توپ فوتبال) (۲۹). ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق

پژوهشی (با کد اخلاق IR.UMA.REC.1401.063) و کد کارآزمایی بالینی IRCT20190302042881N4 رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود (۳۰).

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون اجرا شد. به این صورت که ابتدا تمامی آزمودنی‌ها ازنظر اطلاعات در مورد پژوهش، مزایای استفاده از بریس زانوی مورد استفاده، خطرات پیشرفت زانوی ضربدری و آسیب‌های ثانویه آگاه شدند. همچنین از پیامدهای طولانی مدت شامل ضعف عضلات اطراف مفصل که باعث کاهش ثبات مفصل و بروز مشکلاتی مثل آرتروز و سایدگی می‌شود، اطلاع رسانی شد. سپس قبل از شروع آزمون، آزمودنی‌ها به مدت ۱۵ دقیقه به گرم کردن مفاصل و عضلات پرداختند. آزمودنی‌ها پشت محل مشخص شده که در کف زمین با نوارچسب رنگی علامت گذاری شده بود، قرار گرفتند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا جایی که می‌توانند به بالا بپرند و هنگام پرش و فرود با هر دو پا بر روی محل علامت‌گذاری شده فرود بیایند. سپس‌آزمون پرش و فرود توسط آزمودنی‌ها تکرار شد. اگر آزمودنی‌ها تعادل خود را از دست می‌دادند و یا فعالیت الکتریکی آن‌ها ثبت نمی‌شد، کوشش مجدداً تکرار می‌شد. کوششی صحیح در نظر گرفته می‌شد که آزمودنی‌ها تعادل خود را حفظ می‌کردند، در نتیجه سه کوشش صحیح توسط نرم‌افزار فعالیت الکترومایوگرافی ثبت می‌شد و میانگین این سه کوشش به‌عنوان فعالیت الکتریکی عضلات مورد ارزیابی قرار می‌گرفت. در مرحله پس‌آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد بریس زانوی مورد مطالعه را به زانوی پای برتر خود ببندند. سپس پرش و فرود با استفاده از بریس زانو مانند مرحله پیش‌آزمون سه کوشش صحیح ثبت شد. در پایان آزمودنی‌ها برای پیش‌گیری از آسیب‌های احتمالی (کشیدگی، گرفتگی و ...) پس از اجرای کوشش‌ها، مشغول سرد کردن شدند. بریس مورد استفاده در پژوهش حاضر بریس زانوی BeActive model 1031 ساخت کشور آمریکا و از جنس الاستیک بود. این بریس از نوع منعطف بدون بازو و بنددار جهت تنظیم می‌باشد. آزمودنی‌های هر دو گروه زانوی ضربدری و گروه سالم از این نوع بریس استفاده کردند.

تصویر (۱): زانوبند BeActive model 1031

میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسر رانی و نیمه وتری سمت برتر طی فرود ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی (Biometrics ltd, uk) ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای دو قطبی سطحی مدل (ساخت کشور انگلستان) از جنس Ag / AgCl (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلیمتر؛ فاصله ۲۵ میلیمتر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ؛ نسبت رد شایع حالت> ۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد (۳۱). نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکترودگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول- C2H5OH) طبق توصیه‌نامه‌ی SENIAM انجام شد (۳۲). جهت به دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات از روش محاسبه RMS (Root Mean Score) استفاده شد. برای نرمالایز کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، میزان فعالیت عضله با شاخص ریشه مجذور میانگین طی فرود بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد (۳۳). اوج فعالیت عضلات به‌صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC)، ثبت شد. جهت ثبت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله درشت‌نئی قدامی فرد در حالت ایستاده عمل دورسی فلکشن را با مقاومت اجرا می‌کرد. در عضله دوقلو نیز فرد بر روی صندلی قرار می‌گرفت و کف پای مورد نظر را به دیوار می‌چسباند در حالتی که زانو کاملاً در حالت اکستنشن قرار داشت عمل پلانتار فلکشن را در حالتی که صندلی توسط جسم خارجی محکم سرجای خود نگه داشته بود اجرا می‌کرد. برای عضله پهن‌داخلی، راست‌رانی و پهن خارجی فرد بر روی صندلی قرار می‌گرفت و عمل اکستنش‌زانو را با اعمال مقاومت صورت گرفته بر روی مچ پا انجام می‌داد. حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله دوسررانی و نیمه وتری فرد بر روی تختی که در آزمایشگاه قرار داشت قرار می‌گرفت روی شکم دراز می‌کشید و در حالی که زانو چسبیده بود فلکشن زانو را با اعمال مقاومت اجرا می‌کرد. این مراحل یک مرتبه به افراد آموزش داده می‌شد. برای اجرای هر حرکت به فرد گفته می‌شد که بعد از اعلام شروع انقباض توسط آزمون‌گر با حداکثر توان بر خلاف نیروی وارد شده، نیرو وارد کند و در طول انقباض، آزمون‌گر با گفتن "بیشتر" فرد را تشویق می‌کرد که با حداکثر توان انقباض را نگه دارد. هر حرکت ۵ ثانیه اجرا می‌شد. در صورتی که بین هر یک از آزمون‌ها فرد نمی‌توانست انقباض را حفظ کند و یا از سایر اندام‌ها کمک می‌گرفتف حرکت قطع می‌شد و بعد از استراحت مجدداً تکرار می‌شد.

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. از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل زانو برای محاسبه هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو و حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل مچ پا برای محاسبه هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا استفاده شد. برای محاسبه هم انقباضی جهت‌دار در صورتی که عضلات خارجی و یا فلکسورها آگونیست بودند، از معادله شماره ۱ استفاده شد و در صورت آگونیست بودن عضلات داخلی و یا اکستنسورها از معادله شماره ۲ استفاده شده است (۳۴).

معادله ۱: هم انقباضی جهت‌دار $=1-\frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات اگونیست}}$

هم انقباضی جهت‌دار (میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست<میانگین فعالیت عضلات آگونیست)

معادله ۲: هم انقباضی جهت‌دار $=1-\frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}$

هم انقباضی جهت‌دار (میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست>میانگین فعالیت عضله آگونیست)

هم انقباضی عمومی مجموع میانگین فعالیت تمام عضلات مفصل در هم انقباضی جهت‌دار هر چه عدد به دست آمده به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم انقباضی بیشتر و هر چه عدد به ۱ و -۱ نزدیک‌تر باشد، میزان هم انقباضی کاهش می‌یابد (۳۴).

سه نوع هم انقباضی جهت‌دار که شامل هم انقباضی عضلات داخلی (عضلات نیم‌وتری، پهن داخلی، دوقلو داخلی) به خارجی (عضلات دوسررانی، پهن خارجی، دوقلو خارجی)، هم انقباضی عضلات بازکننده زانو (عضلات راست‌رانی، پهن داخلی، پهن خارجی) به عضلات خم کننده زانو (عضلات دوقلو داخلی، دوسررانی، نیم‌وتری) و دورسی فلکسوری (درشت نئی قدامی) به پلانتار فلکسوری (دوقلو داخلی) در این مطالعه اندازه‌گیری شد (۳۴).

جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (Repeated measure ANOVA) جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه استفاده‌شد. همچنین از تست تعقیبی Bonferroni به جهت مقایسه بین گروهی و از آزمون تی زوجی بجهت مقایسه درون گروهی در محیط نرم‌افزار SPSS-۲۱ و سطح معنی‌داری برابر $P<0/05$ استفاده شد.

با استفاده از نرم‌افزار Biometrics datalite برای ثبت داده‌های الکترومایوگرافی و MATLAB تحلیل دامنه فعالیت الکترومایوگرافی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصله در Excel ثبت شد. برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی عمومی از محاسبه مجموع فعالیت الکتریکی عضلات عمل کننده بر مفصل استفاده شد. همچنین برای محاسبه هم‌انقباضی جهت‌دار طی فرود از رابطه ۱، استفاده شد (۳۴).

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان که شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (BMI)، آن‌ها می‌باشد در هر دو گروه سالم و زانوی ضربدری ارائه شده است (جدول ۱). همانطور که ملاحظه می‌شود با توجه به اینکه معنی‌داری‌های آزمون میانگین سن، قد و وزن در دو گروه بالاتر از ۰/۰۵ هستند پس فرض ناهمگن بودن واریانس‌ها رد می‌شود و تفاوت این گروه‌ها معنادار نیست.

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

مشخصات	سالم	زانوی ضربدری	(sig) آزمون لون
سن (سال)	۲۳/۱۴ ± ۲/۹۶	۲۱/۷۱ ± ۲/۲۸	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱/۸۲ ± ۰/۰۶	۱/۸۹ ± ۰/۰۷	۰/۵۱۸
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۱۴ ± ۹/۸۹	۴۲/۶۹ ± ۱۰/۵۶	۰/۹۴۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۴/۷۷ ± ۱/۹۸	۲۰/۶۴ ± ۰/۸۵	۰/۱۲۴

جدول ۲، نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل مچ پا و زانو بین دو گروه سالم و زانوی ضربدری طی فرود بدون بریس زانو و با بریس می‌باشد. نتایج نشان داد اثر عامل زمان برای هم‌انقباضی عمومی مچ پا ($P=0/001$) و مفصل زانو ($P=0/001$) اختلاف معنی‌داری را نشان داده است. همچنین هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری به پلانتارفلکسوری ($P=0/022$) و بخش عضلات داخلی به خارجی مفصل زانو ($P=0/001$) اختلاف معنی‌داری را نشان دادند. نتایج جدول ۲، نشان داد اثر متقابل زمان و گروه هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو اختلاف

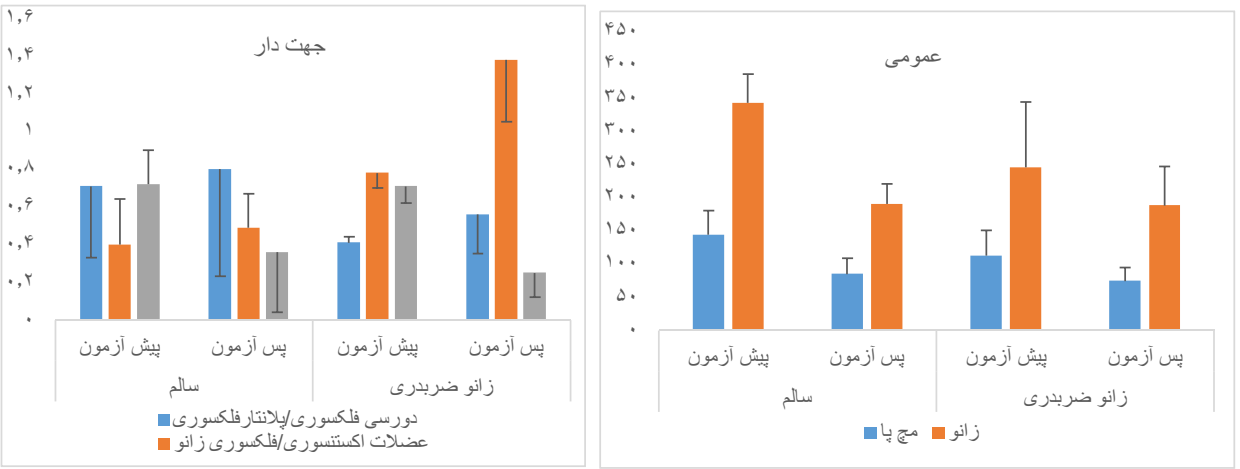
معنی‌داری را در مقایسه پیش‌آزمون با پس‌آزمون طی فرود دو گروه با سطح معنی‌داری (P=۰/۰۱۵) نشان داد.

برای بررسی اختلاف معنی‌دار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون هر یک از گروه‌ها در متغیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو از آزمون آماری تی زوجی (Paired Sample t test)، استفاده شد. نتایج بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه زانوی ضربدری هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان داد (t=۲/۲۷۶ ،P=۰/۰۶۳). بررسی هم‌انقباضی عمومی مچ پا در گروه سالم که از بریس زانو استفاده کرده بودند، کاهش معنی‌داری در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (t=۶/۸۳۱ ،P=۰/۰۰۱).

جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفاصل اندام تحتانی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه سالم و زانوی ضربدری

هم‌انقباضی	مفصل	گروه سالم		گروه زانوی ضربدری		مقدار P		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان ×گروه
عمومی	مچ پا (درصدی از MVIC)	۱۴۳/۸۱ ± ۳۶/۳۲	۸۴/۷۶ ± ۲۳/۲۵	۱۱۲/۲۹ ± ۳۷/۷۳	۷۴/۳۳ ± ۱۹/۸۰	×۰/۰۰۱	۰/۱۶۸	۰/۱۹۳
	زانو (درصدی از MVIC)	۳۴۲/۳۰ ± ۴۲/۹۵	۱۹۰/۴۵ ± ۲۹/۴۲	۲۴۵/۴۵ ± ۹۸/۴۶	۱۸۸/۲۴ ± ۵۸/۰۷	×۰/۰۰۱	۰/۱۱۴	×۰/۰۱۵
جهت‌دار	دورسی فلکسوری/پلانتارفلکسوری (نسبت)	۰/۷۱ ± -۰/۳۸	۰/۸۰ ± -۰/۵۷	۰/۴۱ ±۰/۰۳	۰/۵۶ ±-۰/۲۱	×۰/۰۲۲	۰/۲۵۸	۰/۷۴۴
	عضلات اکستنسوری/فلکسوری زانو (نسبت)	۰/۴۰ ± ۰/۲۴	۰/۴۹ ± ۰/۱۸	۰/۷۸ ± -۰/۰۸	۱/۳۸ ± -۰/۳۳	۰/۷۳۸	۰/۰۹۷	۰/۴۷۰
	عضلات داخلی/عضلات خارجی زانو (نسبت)	۰/۷۲ ± ۰/۱۸	۰/۳۶ ± -۰/۳۲	۰/۷۱ ± -۰/۰۹	۰/۲۵ ± -۰/۱۳	×۰/۰۰۱	۰/۷۶۱	۰/۳۱۵

×سطح معنی‌داری P<۰/۰۵



نمودار (۱): مقایسه هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفاصل اندام تحتانی (گروه سالم و ضربدری)

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر آنی بریس زانوی محافظت‌کننده بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل زانو و مچ پای افراد مبتلا به زانوی ضربدری طی فرود بود. نتایج نشان داد هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو در افراد سالم و زانوی ضربدری پس از استفاده کوتاه‌مدت از بریس زانو کاهش معنی‌داری را نشان داده است. سایر متغیرهای پژوهش هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند.

اختلال در راستای طبیعی اندام تحتانی بخصوص مفصل زانو که به‌عنوان مهم‌ترین مفصل بدن در جذب نیروها شناخته می‌شود، موجب بروز ناهنجاری‌هایی همچون آرتروز و ساییدگی استخوانی می‌شود (۳۵). استفاده از بریس می‌تواند به خاطر کاهش هم انقباضی در کوتاه‌مدت منجر به کاهش خستگی زودرس شود. در نتیجه از بروز آسیب ورزشی در انتهای رویدادهای ورزشی که بیشتر به خاطر خستگی عضلات و کاهش ثبات مفاصل است جلوگیری کند. اما استفاده مداوم از همین بریس می‌تواند در طولانی مدت نتیجه معکوس داشته باشد. یعنی به خاطر ضعف عضلات اطراف مفصل در طولانی مدت باعث کاهش ثبات مفصل و بروز مشکلاتی مثل آرتروز و سایدگی شود. متخصصین درمان عارضه‌های ساختاری، شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی مختلفی ازجمله برنامه‌های تمرینات اصلاحی، نواربندی و استفاده از انواع بریس‌های زانو را جهت درمان و یا پیشگیری از عارضه زانوی ضربدری را برای افراد مبتلا توصیه می‌کنند (۳۶). بریس زانو بخشی از درمان غیرتهاجمی و غیرفعال می‌باشد که به‌عنوان یک درمان برای بیمارانی که نمی‌خواهند یا نمی‌توانند تحت عمل جراحی قرار گیرند، استفاده می‌شود. جعفرنژادگرو و همکاران (۱۴۰۰)، اثر آنی بریس زانو را بر فعالیت الکتریکی افراد مبتلا به زانوی ضربدری مورد سنجش و ارزیابی قرار دادند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که بریس زانو مورد مطالعه توانسته است دامنه فعالیت الکتریکی عضلات چهارسر ران و سرینی میانی را در افراد مبتلا به زانوی ضربدری کاهش دهد که این می‌تواند منجر به بهبود کارایی در مفاصل عمل‌کننده این عضلات مانند زانو و ران گردد (۲۴). همچنین رامسی و همکاران (۲۰۰۳)، اثر بریس زانو را بر بیومکانیک و فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه زانو در افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی بررسی کردند، و به این نتیجه رسیدند که بریس زانو می‌تواند باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات عمل کننده بر مفصل زانو شود و از شدت آسیب رباط صلیبی قدامی پیشگیری کند (۳۷). الگوی مناسب فعالیت عضلانی و هم‌زمانی عملکرد عضلات موافق و مخالف اطراف مفاصل ازنظر بیومکانیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند، زیرا جزو عواملی به شمار می‌آیند که در حفظ ثبات و پایداری مفاصل نقش دارند (۳۸). نتایج پژوهش حاضر نشان داد هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو در افراد سالمی که از بریس زانو استفاده کرده‌اند کاهش معنی‌داری را داشته است. همچنین این متغیر در افراد مبتلا به زانوی ضربدری که از بریس زانو هنگام فرود استفاده کرده بودند کاهش را نشان داده است. برخی محققان عنوان کرده‌اند هم انقباضی منجر به افزایش نیروهای فشاری وارده بر مفصل می‌شوند و همچنین پیشرفت استئوآرتریت را به دنبال خواهد داشت (۳۹). همانقباضی حین فعالیت‌های دینامیک مانند فرود که یک فعالیت با شدت و احتمال آسیب بالا به‌عنوان تلاشی جهت تثبیت مفصل و کاهش نیروهای برشی و چرخشی که هر دو برای سلامت غضروف مفصلی مضر هستند، تعریف شده است (۴۰). افراد پس از استفاده کوتاه‌مدت از بریس زانو کاهش هم‌انقباضی را در مفصل زانو تجربه کرده‌اند که این نشان از کاهش فعالیت هم‌زمان عضلات حمایت‌کننده مفصل زانو می‌باشد. احتمالاً استفاده از بریس زانو توانسته حس حمایتی و حفاظت‌کننده به مفصل زانو بخشد که در نتیجه منجر به کاهش فعالیت عضلات حمایت‌کننده اطراف مفصل شده است.

عضلات چهارسر رانی و همسترینگ به علت داشتن بازوهای گشتاور ابداکتوری و اداکتوری، به‌طور بالقوه ثبات فعال زانو را در صفحه فرونتال فراهم می‌کنند (۴۱). محققان در پژوهشیگزارش کردند عضلات چهارسر رانی و همسترینگ در مقابل گشتاورهای ابداکشن و اداکشن حمایت لازم را فراهم می‌کنند. همانقباضی متعادل عضلات چهارسر رانی و همسترینگ در صفحه فرونتال منجر به افزایش فشردگی مفصل و به دنبال آن افزایش ثبات مفصل زانو می‌شود (۴۱). نشان داده شده است همانقباضی عضلانی، حرکات صفحه فرونتال را تا ۳ برابر کاهش می‌دهد (۴۱). در هم انقباضی عمومی، عضلات آنتاگونیست و آگونیست اطراف مفصل با هم به‌صورت برابر فعالیت می‌کنند، ولی در هم انقباضی جهت‌دار عضلات آنتاگونیست و آگونیست به‌طور هم‌زمان فعالیت انجام می‌دهند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورها، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند (۴۲). قربانلو و همکاران (۱۳۹۸)، طی مطالعه‌ای هم‌انقباضی مفصل مچ‌پای افراد مبتلا به زانوی ضربدری را پس از اجرای تمرینات بررسی کردند. آن‌ها نشان دادند هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد مبتلا به این عارضه پس از اجرای تمرینات افزایش معنی‌داری را داشته است و نتیجه گرفتند که اجرای تمرینات می‌تواند فعالیت عضلات حمایت‌کننده مچ پا را افزایش دهد و باعث حمایت بیشتر از این مفصل گردد (۴۳). در پژوهش حاضر هم‌انقباضی مفصل مچ پا اختلاف معنی‌داری را نسبت به پیش‌آزمون

نشان نداد. احتمالاً استفاده کوتاه‌مدت از بریس زانو دلیل بر عدم تأثیر این مداخله بر مفصل مچ پا بوده باشد که پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده از این نوع بریس در طولانی‌مدت استفاده گردد.

از محدودیت‌های به وجود آمده در پژوهش حاضر می‌توان به عدم حضور جنسیت مؤنث، ورزشکار نبودن، دامنه سنی، شدت زانوی ضربدری، حجم نمونه، روش نمونه‌گیری در دسترس، کنترل اختلالاتی مثل نوع کف‌پا، اسکولیوزیس، اختلاف طول پا، شرایط کرونایی اشاره کرد.

با توجه به نتایج تحقیق می‌توان نتیجه گرفت کاهش هم‌انقباضی مفصل زانو نشان‌دهنده کاهش فعالیت هم‌زمان عضلات حمایت‌کننده مفصل زانو است. احتمالاً بریس زانو توانسته نقش حمایتی و حفاظت‌کننده در مفصل زانو داشته باشد و در نتیجه منجر به کاهش فعالیت عضلات حمایت‌کننده اطراف مفصل شده است.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه بود. لذا از تمامی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

References:

1. Koga H, Muneta T, Bahr R, Engebretsen L, Krosshaug T. ACL injury mechanisms: lessons learned from video analysis. Rotatory Knee Instability: Springer; 2017. p. 27-36.
2. Peh ECY, Liang Y-C, Guan YL, Zeng YJIToVT. Optimization of cooperative sensing in cognitive radio networks: A sensing-throughput tradeoff view. IEEE Trans Veh Technol 2009;58(9):5294-9.
3. Valizade Orang A, Jafarnezhadgero A, Ghane G, Ghorbanloo FJA, Pain. The effect of using a knee brace on the ground reaction forces, impulse, loading rate and free moment during landing in athletes with anterior cruciate ligament injuries. Anesth Pain 2019;9(4):66-77.
4. McNair PJ, Prapavessis H, Callender KJBJoSM. Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Med 2000;34(4):293-6.
5. Dufek JS, Bates BTJSm. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991;12(5):326-37.
6. Wu H-W, Liang K-H, Lin Y-H, Chen Y-H, Hsu H-C, editors. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. 2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference; 2009: IEEE.
7. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
8. Frederick EC, Hagy JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. Int J Sport Biomech 1986;2(1):41–9. Available from: http://dx.doi.org/10.1123/ijsb.2.1.41.
9. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci 2011;30(3):624–35. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.010.
10. Wit BD, Clercq DD, Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. J Appl Biomech 1995;11(4):395–406. Available from: http://dx.doi.org/10.1123/jab.11.4.395.
11. Cowling E, Steele J, McNair P. Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. Br J Sports Med 2003;37(2):126-30.
12. Pedley JS, Lloyd RS, Read PJ, Moore IS, De Ste Croix M, Myer GD, et al. Utility of kinetic and kinematic jumping and landing variables as predictors of injury risk: a systematic review. J Sci Sport Exerc 2020;2:287-304.
13. Seymore KD, Fain AC, Lobb NJ, Brown TN. Sex and limb impact biomechanics associated with risk of injury during drop landing with body borne load. PLoS One 2019;14(2):e0211129.
14. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis: A systematic video analysis. Am J Sports

Med 2004;32(4):1002–12. Available from: http://dx.doi.org/10.1177/0363546503261724.

15. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Res Rehab Sci 2011;7(2).
16. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait Posture 2011;33(3):490-5.
17. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. J Shahrekord Univ Med Sci 2012;14(2):90-100.
18. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. J Athl Train 2011;46(3):246-56.
19. Vesci B, Padua D, Bell D, Strickland L, Guskiewicz K, Hirth C. Influence of hip muscle strength, flexibility of hip and ankle musculature, and hip muscle activation on dynamic knee valgus motion during a double-legged squat. J Athl Train 2007;42(2 Suppl):83.
20. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J Orthop Res 1995;13(6):930-5.
21. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001;34(10):1257-67.
22. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. J Res Rehab Sci 2012;8(2):298-309.
23. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. Am J Sports Med 2003;31(3):449-56.
24. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Abadi AMM. Effect of Graded Knee Brace on Amplitude of Electrical Muscle Activity in Individuals with Genu Valgus during Walking. Sci J Rehab Med 2021;10(1):48-57.
25. Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Alipoor Sarinasilou M. Effect of knee brace on frequency spectrum of ground reaction forces during landing from two heights of 30 and 50 cm in athletes with anterior cruciate ligament injury. Sci J Rehab Med 2019;8(2):159-68.
26. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. Mod Rehabil 2014;8(3).
27. 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.
28. Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A, Alipour Sari Nasirloo M, Letafatkar A. The Effect of TheraBand® Corrective Exercise on Co-contraction of Ankle Joint in Men with Genu Valgum during Walking: A Randomized Clinical Trial Study. J Res Rehab Sci 2019;15(5):249-55.
29. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture 2017;53:236-40.
30. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www wma net/e/policy/b3 htm 2004.
31. 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.

32. 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.
33. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. Osteoarthr Cartil 2010;18(5):654-61.
34. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinl Biomech 2009;24(10):833-41.
35. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2008;16(4):400-7.
36. Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. Human kinetics; 2013 Nov 1.
37. 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.
38. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23(1):71–80. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019.
39. Tsai LC, McLean S, Colletti PM, Powers CM. Greater muscle co-contraction results in increased tibiofemoral compressive forces in females who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. J Orth Res 2012;30(12):2007-14.
40. Setton L, Mow VC, Howell D. Mechanical behavior of articular cartilage in shear is altered by transection of the anterior cruciate ligament. J Orth Res 1995;13(4):473-82.
41. Lloyd DG, Buchanan TS, Besier TF. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. Med Sci Sports Exerc 2005;37(11):1939–47. Available from: http://dx.doi.org/10.1249/01.mss.0000176676.49584.ba
42. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad S, Rabiei M, Binabaji HJJRRS. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. J Res Rehab Sci 2012;8(2):298-309.
43. Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A, Letafatkar AJJoRiRS. The Effect of TheraBand® Corrective Exercise on Co-contraction of Ankle Joint in Men with Genu Valgum during Walking: A Randomized Clinical Trial Study. J Res Rehab Sci 2020;15(5):249-55.

Original Article

SHORT-TERM EFFECT OF PROTECTIVE KNEE BRACE ON ANKLE AND KNEE JOINT CO-CONTRACTIONS IN PEOPLE WITH GENU VALGUM DURING JUMPING AND LANDING

Mohsen Barghadi[1], Kivan Shahbazioghli[2], Ebrahim Piri[3], Hadi Allahverdidost[5], Ali Nosrati Hashi[4]*

Received: 04 March, 2023; Accepted: 07 June, 2023

Abstract

Background & Aims: Jumping and landing are important activities in performing sports movements that strongly affect muscle activity. People with Genu Valgum are prone to extensive damage to the knee joint due to structural changes. The aim of this study was to investigate the effect of short-term use of protective knee brace on ankle and knee joint co-contractions in people with genu valgum during jumping and landing.

Materials & Methods: The present study was a quasi-experimental and laboratory study. 10 boys with genu valgum in the experimental group and 10 healthy boys who did not have any lower limb disorders were selected as the control group. The knee brace used was BeActive model 1031. Electrical activity of selected muscles was recorded by electromyography (Biometrics LTD, UK). For statistical analysis, SPSS V21 software and analysis of variance (ANOVA) with repeated measures were used at a significant level of $P<0.05$.

Results: The results showed no significant difference between the pre-test and post-test of the genu valgum group ($P = 0.063$, $t = 2.276$). Examination of all general co-contractions of ankle joint in the control group who used knee brace showed a significant decrease in post-test during pre-test comparison ($P = 0.001$, $t = 6.831$).

***Conclusion*:** According to the results of the research, it can be concluded that the decrease in co-contraction of the knee joint indicates a decrease in the simultaneous activity of the muscles supporting the knee joint. Probably, the knee brace has been able to play a supporting and protective role in the knee joint, and as a result, it has led to a decrease in the activity of the supporting muscles around the joint.

Keywords: Ankle Joint, Co-Contraction, Crossed Knee, Knee Brace, Landing, Knee Joint

Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Tel: +984531505652
Email: barghamadi@uma.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2023: 34(2): 67 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1] *M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)*
[2] *Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
[3] *M.SC in Exercise Physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
[4] *M.SC in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
[5] *PhD student in sports physiology, Department of Sports Physiology, Mohagheg Ardabili University, Ardabil, Iran*