

## اثر استفاده از بريس در سه زاويه مختلف فلکشن زانو بر اقتصاد دویدن و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پرانتری

سعید نوری نسب، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ORCID 0000-0001-8162-3848  
\* دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

ORCID 0000-0002-2739-4340

دکتر معرفت سیاهکوهیان، استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ORCID 0000-0002-2166-897X

دکتر آیدین ولی زاده اورنج، استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ORCID 0000-0002-5890-4972

### چکیده

**زمینه و هدف:** عارضه زانوی پرانتری با تغییرات الگوی هم انقباضی عضلات اندام تحتانی و اقتصاد دویدن همراه است. این مطالعه به منظور تعیین اثر استفاده از بريس در سه زاويه مختلف فلکشن زانو بر اقتصاد دویدن و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پرانتری انجام گردید.

**روش بررسی:** این مطالعه شبه تجربی روی پسران فعال فوتبالیست دانشجوی شامل ۱۵ نفر سالم (میانگین سنی ۲۲/۸۶±۱/۵۵ سال) و ۱۵ نفر دارای زانوی پرانتری (میانگین سنی ۲۲/۱۳±۱/۸۰ سال) انجام شد. مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسررانی، و نیم وتری) با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی طی چهار شرایط با و بدون استفاده از بريس ثبت شد. سپس مقادیر هم انقباضی عمومی و جهت دار طی دویدن محاسبه گردید. زوایای بريس بر روی زوایای ۱۵، ۳۰ و ۶۰ درجه تنظیم شد. سپس مقادیر حداکثر اکسیژن مصرفی از طریق دستگاه گازآنالایزر ثبت و برای محاسبه اقتصاد دویدن استفاده گردید. یافته ها: میزان نسبت تبادل تنفسی در گروه پرانتری نسبت به گروه سالم به طور معنی داری بیشتر بود ( $P < 0/05$ ). استفاده آنی از بريس بر مقادیر اقتصاد دویدن و نسبت تبادل تنفسی اثرگذار نبود. اثر عامل بريس بر هم انقباضی عضلات عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P < 0/05$ ). مقایسه جفتی نشان داد که هنگام استفاده از بريس مقادیر هم انقباضی عمومی مفصل زانو به لحاظ آماری در مجموع افزایش پیدا می نماید. با وجود این هنگام استفاده از بريس ۱۵ مقادیر هم انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز پاسخ بارگیری کاهش پیدا نمود. اثر عامل بريس بر هم انقباضی عضلات عمومی میچ پا طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P < 0/05$ ). مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم انقباضی عمومی میچ پا طی فاز هل دادن در مجموع هنگام استفاده از بريس افزایش پیدا کرده است. نتیجه گیری: استفاده از بريس ۱۵ هم انقباضی عمومی در مفصل زانو را طی فاز پاسخ بارگیری بهبود می بخشد.

**کلید واژه ها:** زانوی پرانتری، بريس، انقباض عضلانی، اکسیژن مصرفی

\* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن ۰۴۵-۳۳۵۱۰۸۰۱، شماره ۳۳۵۱۲۹۰۲

وصول مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۲۱، اصلاح نهایی: ۱۳۹۹/۳/۷، پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۳/۲۰

### مقدمه

شده است (۷). آسیب های زانو اغلب در کودکان و افراد بالغ طی ورزش رخ می دهد (۸). این موضوع مطرح شده است که ضعف توانایی راستای اندام تحتانی طی فعالیت های روزانه با ضعف عضلات اندام تحتانی و در نتیجه با افت اقتصاد فیزیولوژیکی دویدن مرتبط است (۹). میزان نیروهای وارد شده بر جانب داخلی مفصل زانو در افراد بازانوی پرانتری حدود دو برابر بیشتر از افراد سالم است (۱۰). به همین دلیل پیدا نمودن شیوه های درمانی برای بهبود و پیشگیری از آسیب بیشتر و کاهش هزینه انرژی مصرفی در این افراد ضروری است (۱۱). علاوه بر تمرینات ورزشی، تجهیزات مورد استفاده توسط ورزشکاران طی فعالیت های ورزشی نیز از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این تداخل ها بريس زانو است.

اندام تحتانی در دویدن، مهم ترین بخش بدن انسان محسوب می شود. چون سه نقش مهم حفظ تعادل، جذب نیروهای برخورد با زمین و انتقال نیروهای جلو برنده را برعهده دارد (۱ و ۲). مطالعات نشان داده اند که دویدن خطر مرگ و میر قلب و عروق را کاهش می دهد (۳). شیوع کلی آسیب های اندام تحتانی ناشی از دویدن بین ۱۹/۴ درصد و ۷۹/۳ درصد گزارش شده است (۴ و ۵). بیشترین آسیب ها شامل سندرم درد پتلوفمورال، سندرم اصطکاک باند ایلتویبیال، آسیب های منیسک و تندینویتی پتلا است (۶ و ۷). مفصل زانو در معرض آسیب های ناشی از دویدن قرار دارد. به طوری که شیوع آسیب ها در این مفصل تا حدود ۴۰ درصد ذکر

### روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی پسران فعال فوتبالیست دانشجو شامل ۱۵ نفر سالم و ۱۵ نفر دارای زانوی پراتنزی در دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۸ انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1398.313) قرار گرفت. از آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت در مطالعه اخذ شد. نرم‌افزار  $G^*Power$  3/1 نشان داد که حداقل نمونه مورد نیاز جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر ۰/۷ با سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۱۵ نفر در هر گروه است.

میانگین جرم، قد و سن گروه زانوی پراتنزی به ترتیب  $69/33 \pm 5/74$  کیلوگرم،  $1/76 \pm 0/04$  متر و  $22/13 \pm 1/80$  سال بودند. میانگین جرم، قد و سن گروه سالم  $71/86 \pm 11/12$  کیلوگرم،  $1/74 \pm 0/06$  متر و  $22/86 \pm 1/55$  سال بودند.

انتخاب پای برتر (اندام تحتانی غالب) با آزمون شوت زدن توپ تعیین شد (۱۸). از روش اندازه‌گیری فاصله دو کندیل داخلی ران برای تشخیص افراد دارای زانوی پراتنزی استفاده شد. به همین جهت از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با پای برهنه به صورت کاملاً راحت در وضعیت ایستاده قرار گیرد و در این حالت فاصله بین دو کندیل داخلی ران با استفاده از کولیس (ساخت کشور چین) اندازه‌گیری شد (۱۲). فاصله بیش از ۴ سانتیمتر بین کندیل‌های داخلی ران در این وضعیت به عنوان زانوی پراتنزی در نظر گرفته شد (۱۹). معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل سابقه جراحی اندام تحتانی، سابقه شکستگی اندام تحتانی و مشکلات عصبی - عضلانی بودند. در این مطالعه از بریس زانوی Xeleton مدل 50K30 استفاده شد (شکل یک).



شکل ۱: بریس زانوی Xeleton مدل 50K30

از این بریس برای حمایت از توانمندی مطلوب پس از آسیب رباط صلیبی و یا پس از جراحی‌های زانو استفاده می‌شود. طراحی مناسب این بریس به آسیب‌دیدگان این اجازه را می‌دهد تا به فعالیت‌های روزمره خود برسند و نیز درجه بالایی از ثبات را به مفصل زانو می‌دهد (۲۰).

بریس با استفاده از تسمه‌هایی زاویه فلکشن را بین ۰ تا ۹۰ درجه

گزارش شده است که نواربندی عضلانی می‌تواند سبب افزایش توان منفی مفصل زانو طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن در افراد دارای زانوی پراتنزی گردد که در نهایت می‌تواند منجر به افزایش قابلیت جدی شوک گردد (۱۲). Moyer و همکاران اثرات بریس زانو را به عنوان درمان جایگزین استئوآرتریت پیشنهاد کرده‌اند (۱۳). با این وجود در این پژوهش متغیرهای فیزیولوژیکی مورد بررسی قرار نگرفته است. همچنین، این پژوهشگران بیان نمودند که بریس منجر به کاهش بیشتر در گشتاور آداکشن زانو طی راه رفتن در مقایسه با شرایط عدم استفاده از بریس می‌شود (۱۳). در مطالعه قبلی ما در سال ۲۰۱۸ استفاده از بریس زانو سبب کاهش اوج اولیه نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، داخلی - خارجی و قدامی - خلفی گردید. به علاوه استفاده از این ابزارها اوج گشتاور آداکتوری خارجی زانو را کاهش می‌دهد؛ اما بر گشتاور خارجی فلکسوری زانو اثرگذار نیست (۱۴). در مطالعه قبلی ما اقتصاد دویدن و راه رفتن طی استفاده از بریس زانو مورد بررسی قرار نگرفته بود. همچنین در مقادیر هم‌انقباضی عضلاتی در مفصل زانو و میچ پا ارزیابی نشده بود (۱۴). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که با افزایش فعالیت الکتریکی عضلات میزان اکسیژن مصرفی کل بدن افزایش می‌یابد که این امر می‌تواند با افزایش مقادیر هم‌انقباضی عضلات به طور گسترده‌ای دچار تغییر شود (۱۵ و ۱۶). تغییرات در دامنه و فرکانس فعالیت عضلات موجب به هم خوردن هم‌انقباضی عضلات می‌شود. همزمانی انقباض عضلات موافق و مخالف برای حفظ ثبات مفصل بسیار مهم است. به طور کلی هم‌انقباضی به دو نوع هم‌انقباضی عمومی (General Co-contraction) و هم‌انقباضی جهت‌دار (Directed co-contraction) تقسیم می‌شود (۱۵). نسبت فعالیت عضلات موافق به مخالف هم‌انقباضی جهت‌دار را مشخص می‌کند و عامل مهمی در ثبات مفصل و بارهای وارده بر مفصل در وضعیت‌های استاتیک یا دینامیک (راه رفتن و دویدن) محسوب می‌شود (۱۷). بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو می‌تواند اطلاعات مفیدی را برای پیشگیری از آسیب مفاصل در اختیار محققان قرار دهد. علی‌رغم اهمیت بحث هم‌انقباضی عضلات در تحلیل حرکات انسانی، با وجود این افزایش مقادیر هم‌انقباضی عمومی با میزان فشار وارده بر مفصل مرتبط است (۱۵). بنابراین کاهش این متغیر می‌تواند در کاهش میزان آسیب در افراد مختلف موثر باشد. با وجود این، مطالعات اندکی به بررسی اثر تداخلاتی همچون بریس بر چگونگی تغییرات هم‌انقباضی به ویژه در افراد با زانوی پراتنزی پرداخته‌اند. لذا این مطالعه به منظور تعیین اثر استفاده از بریس در سه زاویه مختلف فلکشن زانو بر اقتصاد دویدن و هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پراتنزی انجام شد.

الکترودهای سطحی برای ثبت سیگنال‌های الکتریکی بر روی عضلات منتخب (درشت‌نئی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسرانی، نیم‌وتری، و راست‌رانی) بر اساس پروتکل SENIAM به شرح زیر بود (۲۵).

عضله درشت‌نئی قدامی، در محل یک سوم بالایی خطی که از سر فوقانی استخوان نازک نی و بخش میانی قوزک داخلی می‌گذرد. عضله دوقلو داخلی، بر روی حجم‌ترین بخش عضله و در راستای ساق پا بود. عضله پهن داخلی، در محل ۸۰ درصدی دیستال خط بین خار خار قدامی فوقانی و محل اتصال تاندون کشککی به کشکک بود. عضله پهن خارجی، در محل دو سوم دیستال خطی که از خار خار قدامی فوقانی و بخش خارجی استخوان کشکک می‌گذرد. عضله دوسرانی، در محل ۵۰ درصدی خطی که از برجستگی ورکی و اپی‌کندیل خارجی استخوان درشت‌نئی می‌گذرد. عضله نیم‌وتری، در محل ۵۰ درصدی خطی که از برجستگی ورکی و اپی‌کندیل داخلی استخوان درشت‌نئی می‌گذرد. عضله راست‌رانی، در محل ۵۰ درصدی خطی که از خار خار قدامی فوقانی و بخش فوقانی کشکک می‌گذرد (۲۵). علت انتخاب این عضلات نقش مهم آنها در عملکرد مفاصل میچ پا و زانو طی تکلیف دوییدن بود.

فعالیت الکتریکی عضلات طی دوییدن در چهار شرایط دوییدن بدون بریس، دوییدن با بریس ۱۵ درجه، دوییدن با بریس ۳۰ درجه و دوییدن با بریس ۶۰ درجه ثبت شد (۲۹).

برای فیلتر نمودن داده‌های الکترومایوگرافی از فیلتر بالاگذر برابر ۱۰ هرتز و فیلتر پایین‌گذر برابر ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از فیلتر ناچ برابر ۶۰ هرتز برای حذف نویزهای ناشی از برق شهری استفاده شد. بیشینه فعالیت عضلات در آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک طی ۳ ثانیه ثبت گردید. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب به‌وسیله نرم‌افزار دیتالیت ذخیره و تحلیل شد.

برای نرمال بودن داده‌های الکترومایوگرافی مقدار ریشه میانگین مجذور داده‌های خام الکترومایوگرافی (RMS) بر مقادیر RMS طی حداکثر انقباض ارادی بیشینه تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد. در طول انجام آزمون‌های ارادی حداکثر انقباض ایزومتریک، آزمودنی پیوسته مورد تشویق قرار گرفت تا حداکثر انقباض را ایجاد کند (۳۰). برای محاسبه هم‌انقباضی عمومی، مجموع فعالیت تمام عضلات عبور کننده از یک مفصل محاسبه گردید. همچنین برای محاسبه هم‌انقباضی جهت‌دار از فرمول زیر استفاده شد.

$$\text{Cocontraction} = 1 - (\text{Antagonis} / \text{Agonist})$$

مقادیر هم‌انقباضی طی سه فاز پاسخ بارگیری (۲۰ درصد ابتدایی فاز اتکا)، میانه اتکا (۴۰ درصد میانی فاز اتکا)، و هل دادن (۴۰ درصد انتهایی فاز اتکا) محاسبه شد (۳۱).

تنظیم می‌نماید که در این مطالعه بر روی زوایای ۱۵، ۳۰ و ۶۰ درجه تنظیم شد.

**سنجش حداکثر اکسیژن مصرفی (VO2 max):** برای سنجش VO2 max از دستگاه تجزیه و تحلیل کننده گازهای تنفسی (گازآنالایزر مدل Cortex-Metalizer 3B ساخت آلمان) و تردمیل (h/p/cosmos) متصل به دستگاه استفاده شد. در ابتدای هر جلسه کالیبراسون حجم با سرنگ ۳ لیتری و کالیبراسیون گاز به صورت خودکار توسط سیستم انجام شد. قبل از شروع پروتکل هر آزمودنی به مدت پنج دقیقه حرکات کششی و دوییدن را انجام داد (۲۱). سپس ماسک بر روی دهان و بینی آزمودنی قرار گرفت. کمر بند مخصوص ضربان قلب دور سینه آزمودنی‌ها بسته شد تا در تمام طول آزمون ضربان قلب آنان ثبت شود. پروتکل اندازه‌گیری VO2 max به صورت یک دقیقه استراحت فعال با سرعت ۰/۵ کیلومتر بر ساعت ۲ دقیقه گرم کردن با سرعت ۵ کیلومتر بر ساعت و پس از آن شروع دوییدن با سرعت ۷ کیلومتر بر ساعت و افزایش سرعت به میزان یک کیلومتر بر ساعت هر یک دقیقه یک بار تا رسیدن به واماندگی بود (۳). همچنین دستیابی به ضربان قلب بیشینه پیشینی شده بر اساس سن (۵۴) و نسبت تبادل تنفسی بیش از ۱/۱۵ (۶) از معیارهای وقوع VO2 max در این مطالعه بود. در تمام مدت آزمون ماسک مخصوص جمع‌آوری گازهای تنفسی بر روی دهان و بینی آزمودنی‌ها قرار داشت. پس از پایان VO2 max برای هر آزمودنی تعیین شد (۷). اقتصاد دوییدن قبل و هنگام استفاده از بریس ۳۰ درجه توسط اندازه‌گیری اکسیژن مصرفی طی دوییدن روی تردمیل (۲۲۰۸) مورد ارزیابی قرار گرفت. این نکته در نظر گرفته شد که برای ارزیابی معتبر اقتصاد دوییدن سرعت‌هایی که معادل ۸۵ درصد VO2 max یا کمتر باشد؛ مورد نیاز است (۱۱). برای مشابه بودن دوییدن روی تردمیل با موقعیت‌های میدانی خارج آزمایشگاهی در مراحل ۳ دقیقه‌ای شیب تردمیل یک درصد بود (۲۳). طی مراحل تست گازهای تنفسی به‌طور پیوسته جمع‌آوری و شاخص‌های اقتصاد دوییدن با میانگین گرفتن از یک دقیقه آخر هر مرحله به‌دست آمد. ضربان قلب نیز به‌طور مداوم توسط بستن کمر بند حسگر (Polar RS800 Kempele, Finland) دور سینه آزمودنی‌ها ثبت شد.

**محاسبه فعالیت الکترومایوگرافی:** برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله مدل بایومتریک ساخت کشور انگلیس استفاده شد. الکترودهای مورد استفاده، الکترودهای یکبار مصرف سطحی دوقطبی از جنس آلیاژ نقره ساخت کشور انگلیس بود (۲۴ و ۲۵). پس از آماده‌سازی پوست، توسط تراشیدن مو، سایش و تمیز کردن به وسیله الکل (۲۸-۲۶)، الکترودها بر روی عضلات قرار داده شدند. محل قرارگیری

به طور معنی داری بیشتر بود ( $P < 0/001$ ) (جدول یک). با وجود این اثر عامل بریس به لحاظ آماری بر روی نسبت تبادل تنفسی و اقتصاد دویدن معنی دار نبود. هیچیک از بریس‌های مورد استفاده شده بر مقادیر نسبت تبادل تنفسی و اقتصاد دویدن اثر گذار نبودند (جدول یک).

اثر عامل بریس بر هم انقباضی عمومی عضلات عبورکننده از مفصل زانو (پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسرانی، نیم‌وتری و دوقلو) طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی دار

داده‌ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS-22 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شپرو ویلک مورد تایید قرار گرفت. برای تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد. مقایسه درون گروهی توسط آزمون تعقیبی بونفرونی انجام گردید. سطح معنی داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

میزان نسبت تبادل تنفسی در گروه پرانتری نسبت به گروه سالم

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار اقتصاد انرژی فیزیولوژیکی

متغیرها	اقتصاد دویدن (میلی لیتر بر کیلوگرم بر دقیقه)	نسبت تبادل تنفسی	ضریان قلب (تعداد در دقیقه)
گروه سالم	بدون تداخل	۰/۹۵±۰/۱۱	۱۷۷/۰۰±۱/۵۱
	بریس ۳۰ درجه	۰/۹۹±۰/۱۲	۱۷۶/۹۳±۲/۸۱
گروه زانو پرانتری	بدون تداخل	۰/۵۰±۰/۲۴	۱۷۸/۲۰±۲/۰۴
	بریس ۳۰ درجه	۰/۳۹±۰/۱۸	۱۷۷/۶۶±۲/۸۴
سطح معنی داری (اندازه اثر)	مقایسه بین گروهی	۰/۰۰۱ (۰/۵۳۸)	۰/۱۹۹ (۰/۰۵۸)
	مقایسه درون گروهی	۰/۰۷۲۳ (۰/۰۰۵)	۰/۰۵۱۸ (۰/۰۱۵)
	تعامل گروه * بریس	۰/۰۴۲۵ (۰/۰۲۳)	۰/۰۱۱۴ (۰/۰۸۷)

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار فعالیت هم انقباضی عضلات در مرحله پاسخ بارگیری طی چهار شرایط مختلف دویدن

متغیرها	میانگین و انحراف معیار پاسخ بارگیری		
	عمومی مچ پا	عمومی زانو	جهت دار زانو
گروه سالم	بدون تداخل	۰/۴۴±۰/۲۱/۹۱	۰/۲۴±۰/۵۱
	بریس ۱۵ درجه	۰/۴۵±۰/۲۱/۹۲	۰/۱۴±۰/۵۰
	بریس ۳۰ درجه	۰/۴۶±۰/۲۱/۹۳	۰/۱۳±۰/۷۰
	بریس ۶۰ درجه	۰/۴۷±۰/۲۱/۹۴	۰/۰۷±۰/۶۰
گروه زانو پرانتری	بدون تداخل	۰/۴۹±۰/۲۱/۹۶	۰/۰۸±۰/۶۴
	بریس ۱۵ درجه	۰/۴۹±۰/۲۱/۹۶	-۰/۱۴±۰/۶۰
	بریس ۳۰ درجه	۰/۵۳±۰/۲۱/۹۶	-۰/۲۸±۰/۲۹
	بریس ۶۰ درجه	۰/۲۶±۰/۲۳/۲۰	-۰/۰۸±۰/۷۶
سطح معنی داری (اندازه اثر)	مقایسه بین گروهی	۰/۰۲۶۴ (۰/۰۴۴)	۰/۰۲۱۷ (۰/۰۵۴)
	مقایسه درون گروهی	۰/۰۰۸۸ (۰/۰۷۵)	۰/۰۴۲۸ (۰/۰۳۲)
	تعامل گروه * بریس	۰/۰۵۹۵ (۰/۰۲۲)	۰/۰۷۸۹ (۰/۰۱۲)

جدول ۳: میانگین و انحراف معیار فعالیت هم انقباضی عضلات در مرحله میانه اتکا طی چهار شرایط مختلف دویدن

متغیرها	میانگین و انحراف معیار میانه اتکا		
	عمومی مچ پا	عمومی زانو	جهت دار زانو
گروه سالم	بدون تداخل	۰/۷۶±۰/۲۱/۹۴	۰/۲۴±۰/۵۱
	بریس ۱۵ درجه	۰/۷۷±۰/۲۱/۹۴	۰/۲۶±۰/۴۱
	بریس ۳۰ درجه	۰/۷۸±۰/۲۱/۹۴	-۰/۱۵±۰/۱۳
	بریس ۶۰ درجه	۰/۷۹±۰/۲۱/۹۴	-۰/۴۵±۰/۹۷
گروه زانو پرانتری	بدون تداخل	۰/۷۷±۰/۲۱/۹۴	۰/۱۶±۰/۹۵
	بریس ۱۵ درجه	۰/۷۷±۰/۲۱/۹۴	-۰/۲۰±۰/۱۰۳
	بریس ۳۰ درجه	۰/۷۷±۰/۲۱/۹۴	-۰/۲۶±۰/۹۷
	بریس ۶۰ درجه	۰/۷۷±۰/۲۱/۹۴	-۰/۰۰±۰/۴۹
سطح معنی داری (اندازه اثر)	مقایسه بین گروهی	۰/۰۳۱۵ (۰/۰۲۷)	۰/۰۶۲۸ (۰/۰۰۶)
	مقایسه درون گروهی	۰/۰۸۸۱ (۰/۰۰۸)	۰/۰۵۴۸ (۰/۰۲۵)
	تعامل گروه * بریس	۰/۰۱۸۰ (۰/۰۵۶)	۰/۰۲۰۱ (۰/۰۵۳)

جدول ۴: میانگین و انحراف معیار فعالیت هم انقباضی عضلات در مرحله هل دادن طی چهار شرایط مختلف دویدن

میانگین و انحراف معیار هل دادن			متغیرها
جهت دار زانو	عمومی زانو	عمومی میچ یا	
-۰/۲۸±۰/۹۲	۲۰۱/۷۳±۱۱۷/۵۸	۱۲۴/۱۴±۹۰/۳۸	بدون تداخل
-۰/۰۴±۰/۶۱	۱۲۳/۲۲±۵۵/۸۲	۱۲۳/۲۲±۵۵/۸۲	بریس ۱۵ درجه
-۰/۱۳±۰/۷۳	۲۰۸/۷۷±۱۱۱/۲۴	۱۲۵/۳۹±۱۰/۱۷	بریس ۳۰ درجه
-۰/۷۷±۲/۱۶	۱۶۷/۱۱±۷۹/۶۸	۱۱۲/۲۷±۵۵/۳۳	بریس ۶۰ درجه
-۱/۱۶±۳/۶۱	۱۹۹/۴۲±۱۹۳/۱۰	۱۸۹/۸۸±۱۸۶/۳۳	بدون تداخل
-۰/۸۶±۳/۲۰	۱۶۴/۶۵±۱۶۵/۰۷	۱۶۴/۶۵±۱۶۵/۰۷	بریس ۱۵ درجه
-۰/۷۴± ۱/۵۹	۲۵۳/۳۷±۱۵۵/۱۷	۱۷۴/۲۹±۱۶۵/۶۸	بریس ۳۰ درجه
-۰/۰۸±۰/۵۷	۲۳۲/۲۵±۱۴۸/۲۵	۱۵۷/۰۶±۱۳۲/۹۰	بریس ۶۰ درجه
(۰/۰۳۴) ۰/۳۳۶	(۰/۰۶۴) ۰/۱۷۶	(۰/۰۴۷) ۰/۲۵۰	مقایسه بین گروهی
(۰/۰۰۶) ۰/۹۲۶	(۰/۰۳۵۳) ۰/۰۰۱	(۰/۰۳۶) ۰/۳۷۹	مقایسه درون گروهی
(۰/۰۳۷) ۰/۳۶۶	(۰/۰۴۰) ۰/۳۲۳	(۰/۰۱۲) ۰/۷۹۷	تعامل گروه * بریس

داد که اکسیژن مصرفی ناشی از تغییرات وزن کفش در کل زمان اجرای آزمون به صورت معنی داری افزایش یافت. با وجود این، شیب تغییرات اکسیژن مصرفی در اثر تغییر وزن معنی دار نبود. یافته‌ها نشان داد افزایش ۵۰ گرم اضافه‌بار به کفش ورزشی می‌تواند مصرف اکسیژن را به صورت معنی داری افزایش دهد. در حالی که اثر معنی داری بر اقتصاد دویدن نداشت (۳۲). امکان مقایسه مستقیم نتایج حاضر با مطالعه اسلامی و همکاران میسر نیست. به این دلیل که در پژوهش حاضر از بریس به عنوان تداخل درمانی استفاده شد. در حالی که در مطالعه اسلامی و همکاران (۳۲) اثر وزن کفش مورد ارزیابی قرار گرفت. با وجود این نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از بریس زانو در مقادیر اقتصاد دویدن اثر معنی داری ندارد.

در مطالعه موثقی و همکاران (۳۳) اثر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا بر اقتصاد دویدن ۱۶ دختر جوان تمرین کرده بررسی و اثر سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا عضله اکستنسور زانوی پای غالب بر اقتصاد دویدن در دختران جوان تمرین کرده ارزیابی شد. دختران به طور تصادفی در دو گروه فعالیت برونگرا با سرعت بالا و پایین قرار گرفتند. شاخص‌های آسیب عضله قبل، یک و ۴۸ ساعت بعد و اقتصاد دویدن قبل و ۴۸ ساعت پس از فعالیت برونگرا اندازه‌گیری شدند. یک و ۴۸ ساعت پس از آسیب تمامی شاخص‌های آسیب عضلانی به طور معنی داری در هر دو گروه تغییر یافت که نشان‌دهنده ایجاد آسیب عضلانی در هر دو گروه بود. تفاوت معنی داری بین شاخص‌های آسیب عضلانی و اقتصاد دویدن در شدت‌های مختلف دویدن بین دو گروه مشاهده نشد. نتایج این تحقیق بیانگر این بود که با مشابه بودن مدت تنش، سرعت انقباض فعالیت برونگرا آسیب‌زا عضله اکستنسور زانو، عامل تعیین کننده‌ای در تغییرات اقتصاد دویدن دختران جوان تمرین کرده نیست (۳۳). یافته‌های پژوهش حاضر نیز

بود ( $P < 0.003$ ) (جدول ۲). مقایسه جفتی نشان داد که هنگام استفاده از بریس مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو به لحاظ آماری در مجموع افزایش پیدا می‌نماید. با وجود این هنگام استفاده از بریس ۱۵ مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز پاسخ بارگیری کاهش پیدا نمود. اثر عامل بریس بر هم‌انقباضی عمومی عضلات زانو طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P < 0.001$ ) (جدول ۳). مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز میانه اتکا در مجموع هنگام استفاده از بریس کاهش پیدا کرد. اثر عامل بریس بر هم‌انقباضی عمومی عضلات میچ یا (درشت‌ننی قدیمی و دوقلوی داخلی) طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی دار بود ( $P < 0.001$ ) (جدول ۴). مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی پا طی فاز هل دادن در مجموع هنگام استفاده از بریس افزایش پیدا کرده است.

### بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، نسبت تبادل تنفسی در گروه با پای پراتنری نسبت به گروه سالم بالاتر بود. با وجود این، اثر عامل بریس به لحاظ آماری بر روی نسبت تبادل تنفسی و اقتصاد دویدن معنی دار نبود. این بدان معنی است که هیچ‌یک از بریس‌های استفاده شده در این مطالعه بر مقادیر نسبت تبادل تنفسی و اقتصاد دویدن اثر گذار نبودند.

در مطالعه اسلامی و همکاران اثر افزایش وزن کفش ورزشی ۱۵ مرد فعال، به میزان ۵۰ و ۱۰۰ گرم، بر اقتصاد دویدن و خستگی عضلات اندام تحتانی در حین اجرای یک پروتکل ۱۵ دقیقه‌ای دویدن روی نوار گردان بررسی شد. پروتکل آزمون از سه مرحله با سه سرعت ۴، ۶ و ۸ کیلومتر بر ساعت تشکیل شد که زمان هر مرحله ۵ دقیقه بود. اکسیژن مصرفی به وسیله دستگاه گاز آنالیزر جمع‌آوری شد و اقتصاد دویدن از محاسبه شیب تغییرات اکسیژن مصرفی در هر سرعت دویدن طی ۱۵ دقیقه محاسبه شد. نتایج نشان

مؤید این نکته بود که تغییر در راستای اندام‌ها به صورت آنی نمی‌تواند بر اقتصاد دویدن، ضربان قلب و همچنین نسبت تبادل تنفسی اثرگذار باشد.

در مطالعه اسلامی و همکاران، پس از آشنایی آزمودنی‌ها با نحوه اجرای آزمون و دویدن بر روی نوارگردان، یک پروتکل پیشینه به منظور اندازه‌گیری اکسیژن مصرفی و خستگی عضلانی انجام شد. داده‌های اکسیژن مصرفی به وسیله دستگاه گاز آنالایزر و داده‌های فعالیت عضلانی به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی جمع‌آوری شدند. نتایج نشان داد که اکسیژن مصرفی ناشی از تغییرات وزن کفش در کل زمان اجرای آزمون به صورت معنی‌داری افزایش یافته است. با این وجود، بررسی شیب تغییرات اکسیژن مصرفی نشان داد که این تغییر وزن اثر معنی‌داری بر اقتصاد دویدن نگذاشته است. از سوی دیگر فعالیت عضلات ساقی قدامی و نیم‌وتری، با افزایش وزن کفش، به شکل معنی‌داری افزایش یافته است (۳۲). از این پژوهش می‌توان نتیجه گرفت که افزایش ۵۰ و یا ۱۰۰ گرم اضافه‌بار به کفش ورزشی می‌تواند مصرف اکسیژن را به صورت معنی‌داری افزایش دهد. در حالی که اثر معنی‌داری بر اقتصاد دویدن نخواهد گذاشت. از سوی دیگر افزایش ۵۰ گرم اضافه‌بار می‌تواند فعالیت عضله ساقی قدامی و نیم‌وتری را به صورت معنی‌داری افزایش دهد. احتمال می‌رود افزایش اضافه‌بار به کفش‌های سنگین‌تر دامنه این تغییرات را افزایش دهد. از این رو استفاده از کفش‌های سبک‌تر، برای دویدن‌های طولانی مدت، پیشنهاد می‌شود.

یافته‌ها نشان داد که هنگام استفاده از بریس مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو به لحاظ آماری در مجموع افزایش پیدا می‌نماید. با وجود این هنگام استفاده از بریس ۱۵ درجه مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز پاسخ بارگیری کاهش پیدا نمود. افزایش هم‌انقباضی عمومی با افزایش میزان بارهای وارده بر مفصل زانو مرتبط است. بنابراین کاهش این متغیر در هنگام استفاده از بریس ۱۵ درجه نشان از بهبود این متغیر دارد. یافته‌ها نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو طی فاز میانه اتکا در مجموع هنگام استفاده از بریس کاهش پیدا کرده است. بنابراین استفاده از تمامی بریس‌ها در این فاز در کاهش میزان آسیب موثر بوده است. نتایج نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی پا طی فاز هل دادن در مجموع هنگام استفاده از بریس افزایش پیدا کرده است. افزایش هم‌انقباضی عمومی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از بریس در افزایش میزان آسیب می‌تواند اثرگذار باشد. تصمیم‌گیری کلی در ارتباط با این موضوع که بریس‌ها به‌طور کلی مفید هستند یا خیر؟ نیاز به انجام پژوهش‌های دیگر دارد.

الگوی مناسب فعالیت هم‌زمان عضلات آگونیسست و

آنتاگونیست مفصل زانو آسیب‌های مربوط به لیگامان متقاطع را در طی فعالیت‌های ورزشی کاهش می‌دهد. الگوی فعالیت عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در طول دامنه کامل حرکتی مفصل در زاویه‌های مختلف زانو یکسان نخواهد بود. تنوع الگوی فعالیت عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در زاویه‌های مختلف زانو امکان عمل اکستنشن زانو را به نحوی بهینه‌ای در طول دامنه کامل مفصل فراهم می‌کند.

در مطالعه حاجیلو و همکاران (۳۴) اثر خستگی بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی و هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی ۱۴ مرد طی دویدن ارزیابی شد. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم‌وتری، دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نئی قدامی قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی بر روی تردمیل ثبت شد. خستگی عضلانی باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی شد. همچنین میزان هم‌انقباضی در مرحله‌های مختلف دویدن نیز دچار تغییر شدند. نتایج آن پژوهش نشان داد که تغییر در الگوی فعالیت عضلات و میزان هم‌انقباضی طی دویدن می‌تواند باعث عدم کنترل بارهای تماسی مفاصل شده و می‌تواند میزان آسیب‌های ناشی از پرکاری را افزایش دهد (۳۴). با وجود این بریس‌های مورد استفاده در پژوهش حاضر تنها در مرحله میانه اتکا میزان هم‌انقباضی عمومی را کاهش دادند و همچنین بریس ۱۵ درجه تنها در فاز پاسخ بارگیری میزان هم‌انقباضی عمومی را کاهش داد. بنابراین می‌توان بیان نمود که استفاده از این تداخلات در فاز میانه اتکا و همچنین استفاده از بریس ۱۵ درجه تنها در فاز پاسخ بارگیری در کاهش میزان آسیب موثر است. قابل ذکر است که استفاده از تمامی بریس‌ها در فاز هل دادن مقادیر هم‌انقباضی عمومی و در نتیجه افزایش احتمال میزان آسیب را نشان دادند.

مطالعات پیشین به ارتباط بین عملکرد عضالت آگونیسست و آنتاگونیست و فشار وارد بر ACL پرداخته و نشان داده‌اند که برهم خوردن توازن عضلات عمل‌کننده بر ناحیه خلف و قدام مفصل زانو باعث پیدایش خطر آسیب ACL می‌شود. البته این تحقیقات بیشتر بر گروه عضلات چهارسرران و همسترینگ به‌طور مجزا تمرکز کرده و میزان فعالیت این عضلات با توجه به متفاوت بودن الگوی به‌کارگیری آنها در هنگام اجرای فرود و چرخش برای افراد سالم و مصدوم بیان نشده است. همچنین میزان و نسبت نیروی تولیدی توسط عضلات نیم‌وتری و نیم‌غشایی چرخش‌دهنده‌های داخلی زانو چرخش‌دهنده خارجی زانو، برای کنترل حرکات چرخشی زانو به وضوح مشخص نشده است. علاوه بر این، هنوز توافقی مبنی بر این که آیا عضله دوقلو می‌تواند عامل ایجاد یا پیشگیری از آسیب ACL باشد؛ نیز وجود ندارد. با توجه به اثرات

اثرگذار نبود (۱۴).

در مطالعه حاضر هیچک از بریس ها بر مقادیر هم‌انقباضی جانب داخلی و خارجی زانو اثرگذار نبودند. پس می‌توان بیان نمود که احتمالاً بریس نمی‌تواند مقادیر نیروی وارده بر کمپارتمان داخلی زانو را تحت تاثیر قرار دهد.

### نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از بریس بر متغیرهای فیزیولوژیکی همچون اقتصاد دویدن، نسبت تبادل تنفسی و ضربان قلب بیشینه اثرگذار نیست. با وجود این استفاده از بریس مقدار هم‌انقباضی عمومی را طی فاز میانه اتکا کاهش داد که می‌تواند در کاهش میزان آسیب موثر باشد. به علاوه بریس مقادیر هم‌انقباضی عمومی را طی فاز هل دادن در مفصل زانو افزایش داد. به‌طور کلی بریس مقادیر اقتصاد دویدن را تغییر نداد. با وجود این، بریس ۱۵ درجه هم‌انقباضی عمومی در مفصل زانو را طی فاز پاسخ‌بارگیری بهبود بخشید.

### تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه (شماره ۵۶۴۲) آقای سعید نوری‌نسب برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته فیزیولوژی ورزشی از دانشگاه محقق اردبیلی بود. بدین‌وسیله از شرکت‌کنندگان در مطالعه و نیز از همه افرادی که ما را در این مطالعه یاری نمودند؛ صمیمانه تشکر می‌نمایم.

## References

- Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibioacalcaneal kinematics of walking gait. *Gait Posture*. 2017 Feb; 52: 129-34. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.023
- Ganesan B, Fong KNK, Luximon A, Al-Jumaily A. Kinetic and kinematic analysis of gait pattern of 13 year old children with unilateral genu valgum. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2016 Jul; 20(15): 3168-71.
- Beltrami FG, Froyd C, Mauger AR, Metcalfe AJ, Marino F, Noakes TD. Conventional testing methods produce submaximal values of maximum oxygen consumption. *Br J Sports Med*. 2012 Jan; 46(1): 23-29. DOI: 10.1136/bjsports-2011-090306
- Sundby OH, Gorelick MLS. Relationship between functional hamstring: quadriceps ratios and running economy in highly trained and recreational female runners. *J Strength Cond Res*. 2014 Aug; 28(8): 2214-27. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000376
- Ziogas GG, Patras KN, Stergiou N, Georgoulis AD. Velocity at lactate threshold and running economy must also be considered along with maximal oxygen uptake when testing elite soccer players during preseason. *J Strength Cond Res*. 2011 Feb; 25(2): 414-19. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181bac3b9
- Harrison K, Moran M, Hokanson J, Hendrick JL. Effect of menstrual cycle on perceived exertion and running economy during treadmill running. Thesis Master of Science 110. 2009.
- Hanson NJ, Berg K, Deka P, Meendering JR, Ryan C. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *Int J Sports Med*. 2011 Jun; 32(6): 401-406. DOI: 10.1055/s-0030-1265203
- Trehearn TL, Buresh RJ. Sit-and-reach flexibility and running economy of men and women collegiate distance runners. *J Strength Cond Res*. 2009 Jan; 23(1): 158-62. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31818eaf49
- Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med*. 2004; 34(7): 465-85. DOI: 10.2165/00007256-200434070-00005
- Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Zago M, Granacher U. Effects of varus knee alignment on gait biomechanics and lower limb muscle activity in boys: A cross sectional study. *Gait Posture*. 2019 Jul; 72: 69-75. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.030
- Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Brüggemann GP. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2012 Jul; 30(7): 1125-32. DOI: 10.1002/jor.22032
- Jafarnezhadgero AA, Madadi Shad M, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *J Bodyw Mov Ther*. 2018 Apr; 22(2): 511-18. DOI: 10.1016/j.jbmt.2017.06.009
- Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, Walsh RF, Leitch KM, Jenkyn TR, et al. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013 Jan; 94(1): 103-12. DOI: 10.1016/j.apmr.2012.09.004
- Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad

- M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait Posture*. 2018 Jan; 59: 104-10. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.040
15. Esmaili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. [The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet]. *JRRS*. 2013; 9(2): 295-307. DOI: 10.22122/jrrs.v9i2.762 [Article in Persian]
16. Pulverenti T. Neuromuscular adaptations to single-session combined strength and endurance training in untrained men : an examination of the order effect. Master's Thesis Science of Sport Coaching and Fitness Testing. University of Jyväskylä. Spring 2013.
17. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009 Dec; 24(10): 833-41. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005
18. van Melick N, Meddeler BM, Hoogbeem TJ, Nijhuis-van der Sanden MWG, van Cingel REH. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*. 2017 Dec; 12(12): e0189876. DOI: 10.1371/journal.pone.0189876
19. Sadeghi H, Shirvanipour S, Mimar R. [The Comparison of Vertical Ground Reaction Force during Forward and Backward Walking among Professional Male Karatekas with Genu Varum and Normal Knees]. *J Sport Biomech*. 2017; 3(1): 37-46. [Article in Persian]
20. Weinhandl JT, Irmischer BS, Sievert ZA. Sex differences in unilateral landing mechanics from absolute and relative heights. *The Knee*. 2015 Sep; 22(4): 298-303. DOI: 10.1016/j.knee.2015.03.012
21. Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PLoS One*. 2019 Sep; 14(9): e0223219. DOI: 10.1371/journal.pone.0223219
22. Shaw AJ, Ingham SA, Atkinson G, Folland JP. The correlation between running economy and maximal oxygen uptake: cross-sectional and longitudinal relationships in highly trained distance runners. *PLoS One*. 2015 Apr; 10(4): e0123101. DOI: 10.1371/journal.pone.0123101
23. Jones AM, Doust JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci*. 1996 Aug; 14(4): 321-27. DOI: 10.1080/02640419608727717
24. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC. USA. Version 1.0. 2005 Apr.
25. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development. 1999; 8(2): 13-54.
26. Belanger AY, McComas AJ. Extent of motor unit activation during effort. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 1981 Nov; 51(5): 1131-35. DOI: 10.1152/jappl.1981.51.5.1131
27. Tabakov M, Fonal K, Abd-Alhameed RA, Qahwaji R. Fuzzy Bionic Hand Control in Real-Time Based on Electromyography Signal Analysis. In: Nguyen NT, Iliadis L, Manolopoulos Y, Trawiński B (eds). *Computational Collective Intelligence. ICCCI 2016. Lecture Notes in Computer Science*. Springer, Cham. 2016; vol 9875. DOI: 10.1007/978-3-319-45243-2\_27
28. Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee*. 2005 Apr; 12(2): 129-34. DOI: 10.1016/j.knee.2004.05.002
29. Fauth ML, Petushek EJ, Feldmann CR, Hsu BE, Garceau LR, Lutsch BN, et al. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *J Strength Cond Res*. 2010 Apr; 24(4): 1131-37. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181cc2353
30. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009 Feb; 29(2): 172-87. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.015
31. Winter DA. Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. *Crit Rev Biomed Eng*. 1984; 9(4): 287-314.
32. Eslami M, Baghaeeian M, Fathi R. [Effect of 50 grams increasing of sport shoes' weight on running economy in a 15 minuetts running protocol on treadmill]. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2014; 12(8): 75-82. [Article in Persian]
33. Movaseghi F, Sadeghi H, Nemati J, Sobhani S. [Effect of Contraction Velocity of Eccentric Exercise-Induced Muscle Damage on Running Economy in Trained Young Females]. *J Paramed Sci Rehabil*. 2018; 7(1): 25-39. DOI: 10.22038/jpsr.2018.19185.1488 [Article in Persian]
34. Hajiloo B, Anbarian M, Jalalvand A, Mirzapour M. [The effect of fatigue on Electromyography activity pattern and Co-contraction of lower limb muscle during running]. *Razi J Med Sci*. 2018; 25(1): 83-91. [Article in Persian]
35. Moyer RF, Birmingham TB, Bryant DM, Giffin JR, Marriott KA, Leitch KM. Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015 Feb; 23(2): 178-88. DOI: 10.1016/j.joca.2014.11.018
36. Cheung RTH, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Hum Mov Sci*. 2014 Apr; 34: 120-27. DOI: 10.1016/j.humov.2014.01.006
37. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Nasri Ahmed E, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J*. 2004 Dec; 13(8): 750-54. DOI: 10.1007/s00586-004-0762-9



Original Paper

## Effect of using of brace in three different knee flexion angles on running economy and lower limb muscular co-contraction in individuals with genu varus

**Saeed Norinasab**, M.Sc in Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. [ORCID 0000-0001-8162-3848](#)

\***Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)**, **Corresponding Author**, Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. [E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com](mailto:amiralijafarnezhad@gmail.com) [ORCID 0000-0002-2739-4340](#)

**Marefat Siahkouhian (Ph.D)**, Professor of Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. [ORCID 0000-0002-2166-897X](#)

**Aydin Valizadeh Orang (Ph.D)**, Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. [ORCID 0000-0002-5890-4972](#)

### Abstract

**Background and Objective:** Genu varus deformity is associated with changes of lower limb muscle co-contraction and running economy. This study was done to evaluate the effect of using of brace in three different knee flexion angles on running economy and lower limb muscular co-contraction in individuals with genu varus.

**Methods:** This quasi-experimental study was done on active soccer male students including 15 healthy subjects (average age of  $22.86 \pm 1.55$  years) and 15 subjects with genu varus (average age of  $22.13 \pm 1.80$  years). The amount of electrical activity of the muscles (tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris, semi-tendinosus) were recorded by electromyography system during four conditions of with and without using knee brace. After that, directed and general co-contraction was computed during running. The angles of brace were 15, 30, and 60 degrees. The values of VO<sub>2</sub> max were recorded using of gas analyzer system to compute running economy.

**Results:** The ratio of respiratory exchange was significantly more in the genu varus group than healthy group ( $P < 0.05$ ). However, the acute effect of brace was not significant on running economy and ratio of respiratory exchange. The main effect of brace was significant for general co-contraction of knee joint during the loading phase ( $P < 0.05$ ). Paired wise comparison revealed significant greater general knee co-contraction during brace conditions ( $P < 0.05$ ). However, the general knee co-contraction during loading phase reduced while using brace 15 degree. The main effect of “brace” for ankle joint general co-contraction during the push-off phase was significant ( $P < 0.05$ ). Paired wise comparison revealed significant greater general ankle co-contraction during brace conditions at push-off phase ( $P < 0.05$ ).

**Conclusion:** Knee brace did not change running economy. However, the using of brace 15 degree improved general knee joint co-contraction during loading phase.

**Keywords:** Genu Varum, Brace, Muscle Contraction, Oxygen Consumption

Received 10 Feb 2020

Revised 27 May 2020

Accepted 9 Jun 2020

Cite this article as: Norinasab S, Jafarnezhadgero AA, Siahkouhian M, Valizadeh Orang A. [Effect of using of brace in three different knee flexion angles on running economy and lower limb muscular co-contraction in individuals with genu varus]. J Gorgan Univ Med Sci. 2021 Spring; 23(1): 81-89. [Article in Persian]