



## The Effect of Knee Orthosis on Co-contraction Values of Knee and Ankle Muscles During Running in People with Knee Deformity in the Frontal Plane

Sana Emami<sup>1</sup>, AmirAli Jafarnezhadgero<sup>2\*</sup>, Milad Piran Hamlabadi<sup>3</sup>

1- MSc of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

2- Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

3- Phd student of Sport Managements, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

**\*Corresponding author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Email: amirali.jafarnezhad@gmail.com

Received: 2021/11/7

Accepted: 2022/04/30

### Abstract

**Introduction:** The use of knee orthosis changes the mechanics of running. One of the important biomechanical factors in rehabilitation and injury prevention is co-contraction of knee and ankle joints. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effects of knee orthosis on changes in the contraction of knee and ankle muscles during running in people with genu varum.

**Methods:** This semi-experimental study was conducted with the participation of 15 healthy men and 15 patients with genu varum in Ardabil city (Iran). Subjects were given new knee braces and asked to wear them for two months. The test steps were done before and after the intervention. This test included electromyography data of selected muscles of the lower limbs, through which the contraction of the knee and ankle muscles in the right leg while running at a constant running speed was recorded.

**Results:** The results of the present study showed that the interactive effect of group and time on the general contraction of the knee joint during the pushing phase ( $P=0.007$ ) and the ankle joint during the support phase ( $P=0.025$ ) have statistically significant differences.

**Conclusions:** The findings showed that the knee brace affects the general contraction of the knee and ankle joints in patients with genu varum.

**Keywords:** Knee Brace, General co-contraction, Knee and ankle joints.



## اثر ارتز زانو بر مقادیر هم انقباضی عضلات زانو و مج پا طی دویدن در افراد دارای تغییر شکل زانو در صفحه فرونتال

سنا امامی<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۲\*</sup>، میلاد پیران حمل آبادی<sup>۳</sup>

- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
- دانشجوی دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

**\*نویسنده مسئول:** امیرعلی جعفرنژادگرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.  
ایمیل: amirali.jafarnezad@gmail.com

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۲/۱۰

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۸/۱۶

### چکیده

**مقدمه:** استفاده از ارتز زانو مکانیک دویدن را تغییر می دهد. یکی از عوامل بیومکانیکی مهم در توانبخشی و پیشگیری از آسیب هم انقباضی مفاصل زانو و مج پا می باشد. بنابراین هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات ارتز زانو بر تغییرات انقباض عضلات زانو و مج پا در هنگام دویدن در افراد دارای زانوی پرانتزی می باشد.

**روش کار:** این مطالعه نیمه تجربی با شرکت ۱۵ مرد سالم و ۱۵ بیمار مبتلا به زانوی پرانتزی شهرستان اردبیل انجام گرفت. به آزمودنی ها بریس زانو جدیدی داده شد و از آن ها خواسته شد که این بریس ها را در مدت دو ماه پیش از آزمون نیز به صورت قبل و بعد از مداخله انجام پذیرفت. آزمون شامل داده های الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی بود که از طریق آن هم انقباضی عضلات زانو و مج پا در پای راست هنگام دویدن با سرعت دویدن ثابت ثبت شد.

**یافته ها:** نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اثر تعاملی گروه و زمان بر هم انقباضی عمومی مفصل زانو در فاز هل دادن ( $P=0.007$ ) و مفصل مج پا در طول فاز اتکا ( $P=0.025$ ) به لحاظ آماری تفاوت معناداری را دارند.

**نتیجه گیری:** یافته ها نشان داد که بریس زانو بر انقباض عمومی مفاصل زانو و مج پا در بیماران مبتلا به زانوی پرانتزی تأثیر می گذارد.

**کلیدواژه ها:** بریس زانو، هم انقباضی عمومی، مفصل زانو و مج پا.

### مقدمه

رخداد آسیب ها طی دویدن بین ۱۹ تا ۷۹ درصد شیوع دارد [۳]. این تنوع بزرگ به دلیل تفاوت در تعریف آسیب، جمعیت مورد مطالعه و دوره های پیگیری است [۴]. آسیبها لذت ورزش را کاهش می دهد و منجر به قطع موقتی یا حتی دائمی دویدن می شود. علاوه بر این، صدمات به دلیل اقدامات درمانی لازم منجر به افزایش هزینه ها یا عدم حضور در محل کار می شود [۵]. دویدن در میان افراد

دویدن از دهه ۱۹۷۰ مورد علاقه همگان است [۱]. تعداد دوندگان و رویدادهای دویدن از سال ۲۰۰۰ به طور پیوسته افزایش یافته است [۱, ۲]. یکی از محبوب ترین فعالیت های بدنی در بین افراد بزرگسال در سراسر جهان دویدن است که به عنوان یکی از مفیدترین راه دستیابی به آمادگی جسمانی مرتبط با تندرستی شناخته شده است [۱]. میزان

نیست و کاربرد بالینی آنها بسیار متغیر است [۱۸]. مطالعات قبلی نشان می دهد ارتزها اثرات کوچک تا متوسطی را بر روی مکانیک راه رفتن ایجاد می کنند. شواهد اخیر نشان می دهد که بریس می تواند بار قسمت داخلی زانو و هم اقباuchi عضلانی را کاهش دهد. بریس زانو به عنوان درمان غیر تهاجمی شناخته شده است که برای درمان ورزشکارانی مفید است که نمی خواهند تحت عمل جراحی قرار گیرند [۱۹]. معمولاً آنها از پزشک خود می پرسند که قادر به انجام فعالیتهای روزمره مانند راه رفتن و یا پرش و فرود هستند یا اینکه بریس زانو باعث کاهش عملکرد آنها می شود. این پرسش های چالش انگیز از اهمیت زیادی برخوردار است، زیرا تحرک و استقلال حرکتی بیمار و ورزشکار برای کیفیت زندگی و فعالیت ورزشی بسیار مهم است [۱۹]. بنابراین روشی که بتواند از آسیب های ثانویه ناهنجاری اندام تحتانی جلوگیری کرده و باعث بهبود آن شود اهمیت زیادی دارد. برای کاهش نیروهای وارد شده بر مفصل زانو از ابزارهای مختلفی مانند انواع زانو بند استفاده می شود. بریس زانو یکی از مداخلات غیرجراحی موثر برای کاهش نشانه های مرتبط با زانو در افراد با آسیب دیده است [۲۰]. از آنجایی که بریس زانو باعث محدودیت حرکتی مفصل می شوند یکی از مناسب ترین روش برای حفظ ثبات مفصل پس از جراحی می باشد [۲۱]. با این وجود تحقیقات در زمینه اثربخشی انواع بریس ها بر فعالیت الکتریکی عضلات عمل کننده بر مفصل زانو در افراد دارای زانوی پرانتزی اندک است. بطوری که جفرنژاد گرو و همکاران در مطالعه ای با عنوان اثر استفاده از بریس زانو مدرج بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای زانو ضریبدری طی رفتن به این نتیجه رسیدند که فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در طی راه رفتن کاهش یافته است، بر این اساس آنان اذعان داشتند که کاهش معنادار فعالیت الکترومایوگرافی عضلات چهارسرران و سرینی میانی در افراد دارای زانوی ضریبدری منجر به بهبود کارایی راه رفتن در افراد دارای زانو ضریبدری شده است [۲۲].

در مطالعه دیگر که به بررسی اثر استفاده از بریس در سه زاویه مختلف فلکشن زانو بر فرکانس فعالیت عضلات طی دویدن در افراد دارای زانوی پرانتزی پرداختند گزارش دادند که بیشترین تأثیر بریس بر مقادیر فرکانس عضلات دوسر رانی و نیمه وتری در فلکشن ۳۰° درجه زانو بود. آنان این اثربخشی را به دلیل نقش پشتیبانی غیرفعال بریس تلقی

بزرگسال بسیار محبوب است، با این حال برای جلوگیری از بروز زیاد خدمات ناشی از دویدن در این گروه از دوندگان، استراتژی هایی لازم است. محل غالب آسیب های اندام تحتانی مفصل زانو است که میزان بروز آن از ۷ تا ۵۰ درصد متغیر می باشد [۳]. زانوی پرانتزی یا ژنوواروم شایع ترین ناهنجاری در بین افراد می باشد [۶، ۷، ۸]. درصد از فوتباليست ها مبتلا به ژنوواروم هستند [۸]. افراد با دامنه سنی ۱۶ تا ۱۸ سال که در رشته ورزشی فوتباليست دارند نسبت به افرادی که در رشته های ورزشی دیگر مشغول هستند به طور قابل ملاحظه ای دارای شدت بالایی از ژنوواروم هستند. بنابراین می توان گفت بین بازی در فوتباليست و مبتلا شدن به زانوی پرانتزی ارتباط وجود دارد [۹]. آرنولد و همکاران معتقدند زانوی پرانتزی و چرخش درشت نی بر نحوه اجرای حرکات فوتباليست ها تاثیر می گذارد [۱۰]. ناهنجاری زانوی پرانتزی می تواند باعث تضعیف در اجرا گردد [۱۱]. راستای غیرطبیعی در اندام تحتانی در صفحه فرونال یک عامل خطر برای ایجاد و توسعه آرتیت زانو به شمار می رود [۱۲]. انحراف اضافی واروس زانو با اضافه بار بیش از حد معمول کمپارتمان داخلی زانو و شیوع استئوآرتیت در ارتباط است [۱۳]. دلیل این مسئله بیشتر بودن گشتاور نزدیک کنندگی زانو در راه رفتن و دیگر موارد همراه با تحمل وزن در زانوی پرانتزی است [۱۴]. در زانوی پرانتزی استخوان های درشت نی و دان در محل مفصل شدن به یکدیگر در قسمت خارجی زانو از یکدیگر فاصله می گیرند بنابراین لیگامان طرفی خارجی زانو تحت کشش قرار می گیرد پیشرفت میزان این تعییر شکل و در نتیجه افزایش نیرو بر این لیگامان ممکن است منجر به پارگی آن شود [۱۵]. همچنین جابه جایی خط نقل بدن در اندام تحتانی در این تعییر شکل موجب کاهش تعادل و افزایش خطر افتادن در این افراد شود [۱۶]. علاوه بر ایجاد اختلال در ساختار اسکلتی می تواند بر روی عملکرد حرکتی تعادل و جابجایی افراد تاثیر منفی بگذارد [۱۷]. از آنجایی که ناهنجاری زانوی پرانتزی خطر آسیب های ورزشی به ویژه آسیب های لیگامانی را در بین ورزشکاران مبتلا را افزایش می دهد [۱۶]. لازم است روش های نوینی برای کاهش درد و بهبود عملکرد بیماران مبتلا به استئوآرتیت کشف شود. درمان غیر تهاجمی با حداقل عوارض جانبی به عنوان مداخله اولیه برای افراد مبتلا به استئوآرتیت زانو توصیه می شود. با این حال مکانیسم و اثرات آنها مشخص

پردازد [۲۶]. در هم انقباضی عمومی و هم انقباضی جهت دار عضلات آنتاگونیست و آگونیست اطراف مفصل باهم به صورت برابر فعالیت می کنند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل می شوند. اعتقاد بر این است که هم انقباضی جهت دار گشتاورهای خارجی را حمایت کرده تا بارهای اضافی وارد بر مفصل را کاهش دهد [۲۷]. از آنجایی که مطالعات اخیر اثر استفاده بریس بر هم انقباضی عضلات زانو را در طی دویden کمتر مورد مطالعه قرار داده اند، پژوهش حاضر در صدد بررسی اثر استفاده طولانی مدت بریس زانو بر مقادیر هم انقباضی دو مفصل مج پا و زانو در افراد دارای زانوی پرانتزی می باشد.

### روش کار

در این مطالعه نیمه نیمه تجربی و آزمایشگاهی با شرکت ۳۰ نفر دانشجو پسر دانشگاه محقق اردبیلی در دو گروه ۱۵ نفری سالم و مبتلا به زانو پرانتزی با میانگین وزنی  $۶۹/۳۳ \pm ۵/۷۴$  کیلوگرم، میانگین قدی  $۰/۰۴ \pm ۰/۷۶$  متر، میانگین سنی  $۱۸/۰ \pm ۱/۱۳$  با رضایت نامه کتبی داوطلب شرکت در این مطالعه شدند و تمامی مراحل داده گیری در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی صورت پذیرفت. طی این پژوهش ۳۰ نفر به طور در دسترس انتخاب شدند که همگی آن ها دارای زانوی پرانتزی بودند. این ۳۰ نفر به طور تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. پانزده نفر گروه تجربی شامل افرادی بودند که از بریس زانو به مدت ۸ هفته استفاده کردند. پانزده نفر گروه کنترل طی این مدت زمان از هیچ گونه تداخل درمانی استفاده نکردند. شرایط خروج از پژوهش عبارت بود از: حداقل سن افراد برای شرکت در این آزمون ۱۸ و حداکثر ۳۰ سال، زاویه  $Q < ۶$  درجه و فاصله ای بین دو اپسی کنديل داخلی زانو در حالت ایستاده و درحالی که انگشتان شست دو پا به هم چسبیده باشند بین چهار تا شش سانتی متر بود، داشتن هر نوع سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی، وجود سابقه ای شکستگی در اندام تحتانی، داشتن سابقه بیماریهای قلبی، وجود ناهنجاری قامتی به جز زانوی پرانتزی.

قبل از انجام پژوهش از افراد شرکت کننده، رضایت نامه شرکت در این پژوهش گرفته شد. تمام مراحل پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود. در این مرحله آزمودنی با لباس ورزشی و بدون کفش در وضعیت پشت به میله قرار گرفت.

کردند و اذعان کردند که استفاده از بریس می تواند از آسیب های عضله دو سر رانی و نیمه وتری جلوگیری کند [۲۳]. اما در مطالعه موروری نخودچی و همکاران که تاثیر بریس پروفیلاکتیک زانو بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی موثر بر عملکرد ورزشی و عوامل خطرزای بروز آسیب پارگی لیگامنت مقاطع قدامی را بررسی کرده بودند نتایج اثربخشی منفی نیز گزارش شده بود به طوری که اغلب تحقیقات بیانگر اثر مثبت بریس بر کاهش عوامل خطرزای بروز آسیب لیگامنت در بین ورزشکاران بدون سابقه آسیب لیگامنت بودند با این حال چهار تحقیق از شش تحقیق بیانگر اثر منفی بریس بر متغیرهای کینماتیکی بود. همچنین با بررسی تحقیقات در ورزشکاران با سابقه آسیب لیگامنت مشخص گردید که بریس سبب بهبود متغیرهای کینماتیکی شده، ولی از دو تحقیق انجام شده یک تحقیق بیانگر اثر منفی بریس بر متغیرهای کینماتیکی بود بطور کلی آنان بر این عقیده بودند که می توان گفت که ورزشکاران بدون آسیب، می توانند از بریس به منظور کاهش خطر پارگی لیگامنت استفاده کنند. با این حال به طور قطع نمی توان گفت که بریس سبب کاهش احتمال آسیب مجدد این لیگامنت می شود [۲۴].

در مطالعه دهقانی و همکاران نیز گزارش شد که به دلیل تفاوت معنادار مثبت در مقادیر الکتروموایوگرافی عضلات منتخب در طی رفتار در بین سالماندان در مرحله بعد استفاده از بریس مفید بوده و منجر به بهبود فعالیت عضلانی در سالماندان شده است [۲۵] همانگونه که از روش بررسی مطالعات مشخص است برای بررسی اثرات بریس زانو بر عضلات اندام تحتانی در افراد می توان از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده کرد. الکتروموایوگرافی سطحی یکی از روش های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت عضلات است و بطور گسترده در شاخه ها متفاوت بیومکانیک اسکلتی عضلانی مانند مطالعات توان بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی استفاده می شود. غیرتهاجمی و اقتصادی بودن از مزایای مهم الکتروموایوگرافی هستند. فعالیت همزمان عضلات مختلف عمل کننده حول یک مفصل را هم انقباضی عضلانی میگویند. به طور کلی دو نوع هم انقباضی وجود دارد: یکی هم انقباضی عمومی و دیگری هم انقباضی جهت دار که به بررسی فعالیت گروه های عضلانی اطراف مفصل می

آن جا گذاری شده با سرعت ثابت ۳/۳ دهم متر بر ثانیه بدوند و بین هر شرایط دو دقیقه استراحت به آزمودنی داده شد. آزمودنی ها باید شرایط هر یک از مراحل دویدن را رعایت می کردند.

الگوی دویدن آزمودنی ها پاشته پنجه بود. هنگامی که صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف واقع شد یا تعادل آزمودنی دچار اختلال شد کوشش دویدن باید دوباره تکرار شود. داده های نیروی عکس العمل زمین در طی دویدن استخراج شد. فاز اتکای به عنوان فاصله تماس پاشته ای پا با زمین (شروع  $F_z > 10N$ ) تا بلند شدن پنجه ای پا از زمین ( $F_z < 10N$ ) تعیین گردید [۲۹]. و برای فیلتر کردن داده های نیروی عکس العمل زمین از فیلتر پلیئن گذر باتروروث استفاده شد [۳۱، ۳۲]. فعالیت عضله طی انقباض ایزومتریک بیشینه در ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو برای عضلات چهار سر ران با فلکشن زانو برای عضلات چهار سر ران با دستگاه اکستشن زانو که در این حالت باری که بر دستگاه وارد می شود غیر قابل حرکت می باشد. انجام گردید. (روش ریچاردسون-هرگز) [۳۳]. عمل ایزومتریک عضله در مدت سه ثانیه صورت می پذیرد و هر آزمودنی این عمل را سه بار به صورت تکراری انجام می داد که مدت زمان استراحت در بین این تکرارها یک دقیقه بود. فعالیت عصبی عضلات به حسب میکروولت ثبت شد. در این آزمون به دلیل جلوگیری از فیدبک بینایی، آزمودنی ها نمی توانستند صفحه مانیتور دستگاه الکترومیوگرافی و دامنه سیگنال را مشاهده نمایند. دستگاه الکترومیوگرافی عضلات منتخب را بوسیله نرم افزار دیتالیت ذخیره و تحلیل می کند. با توجه به توضیحاتی که در مورد روش جمع آوری داده ها در مطالب قسمت بالا بعد از مشخص گروه ها از افراد هر یک از گروه ها خواستیم تا حرکات کشی و نرمشی انجام دهند و با استفاده از داده های بدست آمده از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله بدست آورده ایم سطوح فعالیت عضلات (RMS) محاسبه گردید. بعلاوه برای نرمال سازی آمپلی تود سیگنال های الکترومیوگرافی از انقباض ایزومتریک بیشینه ارادی (MVICs) مورد استفاده قرار گرفت [۳۴-۳۶].

در این تحلیل باید مقدار RMS داده ها بر RMS انقباض ایزومتریک بیشینه ارادی تقسیم و ضربدر عدد ۱۰۰ شود. در مرحله ای گرفتن MVICs از هر آزمودنی برای هر عضله سه بار انجام دادیم که شامل سه انقباض ارادی بیشینه

میله افقی قد سنج بر روی سر آزمودنی قرار داده شد و عددی که در زیر میله ای افقی مشاهده شد نشانگر قد آزمودنی بود (برحسب سانتی متر) و قد افراد در برگه مخصوص ثبت شد. از ترازوی دیجیتالی سکا که ساخت کشور آلمان می باشد برای اندازه گیری وزن آزمودنی ها استفاده شد. به هنگام اندازه گیری وزن، آزمودنی ها فقط با یک عدد شورت ورزشی و بدون کفش روی ترازو قرار گرفتند. آزمودنی ها پس از چند لحظه ثابت ماندن بر روی ترازو، مقدار وزن آنها بر حسب کیلوگرم در برگه مخصوص ثبت شد. کرنومتری که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفت، کرونومتر مدل Q And Q HS43 بود که برای اندازه گیری سرعت دویدن استفاده شد.

از یک سیستم الکترومایوگرافی قابل حمل (BIO SYSTEM UK) با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی (شکل دایره ای با قطر ۱۱ میلی متر با فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی متر دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگتر از ۱۱۰ دسی بل) برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی درشت نی قدامی (TA)، دوقلوی داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راسترانی (RF)، دوسرانی (BF)، نیم وتری t (ST) و سرینی میانی (GLUT-M) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. ابتدا سطح پوست روی عضلات منتخب تراشیده شد. سپس با الکل (Etanol-70%) سطح پوست تمیز گردید و الکترودها مطابق توصیه های پروتکل اروپایی جهت ثبت فعالیت عضلات در الکترومایوگرافی سطحی در محل مورد نظر قرار گرفت [۲۸]. محل نصب الکترودها برای تمامی عضلات طبق پروتکل سنجام مشخص گردید [۲۸]. نرخ نمونه برداری در دستگاه الکترومایوگرافی به هنگام ثبت فعالیت برابر ۱۰۰۰ هرتز می باشد. همچنین برای فیلتر کردن داده های الکترومایوگرافی از فیلتر بالا گذر ۱۰ هرتز و فیلتر پایین گذر ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از ناج فیلتر برای حذف نویزهای ناشی از برق شهری استفاده شد. در این مطالعه از یک نوع بریس بی اکتیو که فشار نقطه ای بر قسمت خارجی زانو وارد می کند و باعث تولید گشتاور والگوس می شود استفاده شده است. شایان ذکر است که این زانوبند طی حرکات باز کردن زانو و خم کردن زانو هیچ محدودیتی ایجاد نمی کند. برای هر فرد در یک جلسه پیش آزمون در طی دویدن یک بار با زانو بند و بار دیگر بدون زانوبند صورت گرفت. برای هر یک از شرایط دویدن از آزمودنی خواسته شد که مسیر ۱۸ متری که صفحه نیرو در کف

زانو می باشد که به مفصل زانو ثبات می بخشد و از وارد شدن فشار بیشتر به قسمت خارجی مفصل زانو جلوگیری می کند. برای ایجاد ثبات در مفصل زانو استفاده شد. هم اقباصلی عمومی مفاصل نیز با فرمول فعالیت عضلات آگونیست / عضلات آنتاگونیست استفاده گردید [۳۸]. (شکل ۱) از آزمون تعییی بونفونی برای مقایسه های جفتی در پژوهش حاضر، برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار SPSS و از آمار توصیفی برای به دست آوردن میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. به منظور تعیین نرمال بودن داده ها از آزمون شپیرو-وبلک استفاده و حجم نمونه در سطح معناداری ۰/۵٪ حاصل شود [۳۹]. با استفاده از نرم افزار MATLAB و Biometrics datafile اتمامی داده های الکترومایوگرافی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصله در Excel ثبت شد. در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ارdbیل در نظر گرفته شده است، و کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1399.424 دریافت شده است.



شکل ۱. آزمون گیری (سمت راست) و نوع بریس (سمت چپ) مورد مطالعه

از بریس زانو مفصل زانو و مج پا در فاز بارگیری و میانه اتکا در طی دویدن معنادار نمی باشد (جدول ۱ و ۲).

که به صورت پشت سر هم و به مدت پنج ثانیه در مقابل نیروی مقاومتی که این نیروی مقاومتی توسط آزمون گیرنده به وجود می آید انجام می شود و بالا فاصله بعد از استراحت یک دقیقه ای انجام می شد در طی این این مرحله آزمودنی باید به طور پیوسته مورد تشویق قرار گیرد تا بتواند حداقل انتباخت را ایجاد کند [۳۴]. در طی این پژوهش مقاومتی که برای عضلات ایجاد شد بدین صورت می باشد که: مقاومت دورسی فلکشن برای عضله ساق قدامی، پرونیشن برای عضله ی نازک نی بلند، عمل پلانتار فلکشن با فلکشن زانو برای عضله ی نعلیو پلانتار فلکشن با اکستنشن زانو برای عضله ی دوقلو می باشد. برای گرفتن MVICs عضلات ساق قدامی، نازک نئی بلند و نعلی آزمودنی روی صندلی می نشیند و همچنین آزمودنی برای عضله ی دو قلو آزمودنی با زانوی کاملا باز بر روی زمین قرار می گیرد و به دیوار تکیه می دهد باید کاملا اطمینان داشته باشیم که به هنگام حداقل انتباخت ارادی روی زمین به عقب نمی لغزد [۳۷، ۳۴]. پژوهش حاضر در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون برگزار شد. از بریس های بی اکتیو از نوع بریس های حمایت کننده مفصل



## یافته ها

نتایج نشان داد که هم انتباختی عضلات در مقایسه اثر زمان، گروه و تعامل بین زمان و گروه در هنگام استفاده

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر هم انقباضی عمومی مفصل مج پا وزانو در دو گروه کنترل و تجربی طی فاز بارگیری دویین

مقدار P				گروه تجربی				گروه کنترل				هم انقباضی عمومی
اثر زمان	اثر گروه	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	هم انقباضی عمومی	
۰/۶۸۳	۰/۸۵۷	-۱۲/۴۷	۲۲/۹۸±۱۵۱/۸	۳۵/۴۵±۱۵۹/۰	-۰/۹	۴۶/۴۱±۱۵۱/۱	۴۵/۵۱±۱۶۴/۸	مفصل مج پا	۱۲۱/۶۵±۴۱۴/۴	۱۲۷/۱۸±۴۳۴/۵	مفصل زانو	
۰/۲۹۲	۰/۳۰۳	-۴۶/۵۱	۵۸/۶۹±۳۷۰/۹	۱۰/۵±۲۳۹۹/۲	۵/۵۳	۱۲۷/۱۸±۴۳۴/۵	۱۲۱/۶۵±۴۱۴/۴	مفصل زانو	۴۵/۵۱±۱۶۴/۸	۴۶/۴۱±۱۵۱/۱	۰/۱۹۷	

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر هم انقباضی عمومی مفاسل مج پا وزانو در دو گروه طی فاز میانه اتکا دویین

مقدار P				گروه تجربی				گروه کنترل				هم انقباضی عمومی
اثر زمان	اثر گروه	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	هم انقباضی عمومی	
۰/۳۸۴	۰/۲۱۰	-۰/۳۶۵	۳۳/۱۵	۴۷/۲۷±۱۶۹/۵	۳۵/۵۰±۱۶۹/۹	-۳۰/۰۵	۴۱/۳۳±۱۴۴/۵	۳۱/۷۸±۱۶۴/۲	مفصل مج پا	-۱۲/۴۷	-۰/۱۹۷	
۰/۶۸۰	۰/۹۷۹	-۰/۵۲۰	-۱۷/۰۶	۶۹/۵۹±۳۹۰/۸	۸۳/۹۱±۳۶۵/۸	-۲۲/۸۰	۶۷/۷۳±۳۸۱/۶	۸۷/۷۴±۳۷۶/۱	مفصل زانو	-۴۶/۵۱	-۰/۳۰۳	

هم انقباضی عمومی مفصل مج پا از لحظه آماری معنادار نبود. به علاوه اثر تعاملی گروه و زمان بر هم انقباضی عمومی مفصل زانو در فاز هل دادن تفاوت معناداری داشت ( $P=0/007$ ) (جدول ۳).

از طرف دیگر نتایج نشان داد که عامل زمان بر هم انقباضی عمومی مفصل مج پا از لحظه آماری معنادار می باشد ( $P=0/001$ ). مقایسه جفتی نشان داد که هم انقباضی عمومی مفصل مج پا در گروه کنترل پس آزمون بزرگتر از پیش آزمون می باشد. همچنین اثر عامل گروه بر

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر هم انقباضی عمومی مفاسل مج پا وزانو در دو گروه طی فاز هل دادن دویین

مقدار P				گروه تجربی				گروه کنترل				هم انقباضی عمومی
اثر زمان	اثر گروه	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	هم انقباضی عمومی	
۰/۰۷۲	۰/۱۷۹	-۰/۰۰۱	۱۲۷/۵۲	۸۲/۸۲±۳۵۵/۷	۳۶/۴۰±۱۵۵/۶	-۲۰/۹۲	۱۵۲/۹۵±۴۳۸/۹	۴۹/۳۵±۱۵۸/۷	مفصل مج پا	-۱۲/۴۷	-۰/۱۹۷	
*۰/۰۰۷	-۰/۷۴۶	-۰/۳۰۴	-۳۴/۸۲	۸۲/۹۵±۳۶۵/۹	۱۲۷/۰۷±۴۰۱/۰	-۱۱۷/۱۳	۱۵۲/۹۵±۴۳۸/۹	۷۰/۴۴±۳۴۳/۹	مفصل زانو	-۴۶/۵۱	-۰/۳۰۳	

نمی باشد. از طرف دیگر اثر تعاملی گروه و زمان بر هم انقباضی عمومی مفصل مج پا از لحظه آماری تفاوت معناداری را نشان داد ( $P=0/007$ ) (جدول ۴).

نتایج بررسی هم انقباضی عمومی در فاز اتکا در حین دویین نشان می دهد که اثر عامل زمان و گروه بر مقادیر هم انقباضی عمومی مفاسل مج پا وزانو از لحظه آماری معنادار

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر هم انقباضی مفاسل مج پا وزانو در دو گروه طی فاز اتکا دویین

مقدار P				گروه تجربی				گروه کنترل				هم انقباضی عمومی
اثر زمان	اثر گروه	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	هم انقباضی عمومی	
*۰/۰۲۵	۰/۳۸۶	-۰/۹۴۳	۷۳/۱۴	۴۰/۸۱±۱۶۰/۴	۲۳/۵۷±۱۳۴/۵	-۱۲/۶۳	۳۶/۰۰±۱۴۲/۲	۴۱/۳۰±۱۶۹/۸	مفصل مج پا	-۱۲/۶۳	-۰/۹۴۳	
۰/۰۹۳	-۰/۶۵۶	-۰/۸۱۵	-۰/۷	۷۰/۱۱±۳۴۳/۰	۷۰/۶۱±۳۸۱/۸	-۱۴/۸۴	۶۹/۲۷±۳۸۷/۴	۸۱/۳۵±۳۵۷/۸	مفصل زانو	-۴۶/۵۱	-۰/۳۰۳	

گروه کنترل پیش آزمون بزرگتر از پس آزمون می باشد. اثر تعاملی گروه زمان بر هم انقباضی عمومی مفصل زانو از لحظه آماری معنادار می باشد ( $P=0/038$ ). مقایسه جفتی نشان داد که هم انقباضی در گروه کنترل پیش آزمون بزرگتر از پس آزمون می باشد (جدول ۵).

همچنین نتایج مطالعه ما در فاز نوسان نشان داد که اثر عامل زمان بر مقادیر هم انقباضی عمومی مفصل مج پا وزانو از لحظه آماری معنادار نمی باشد. از طرف دیگر اثر عامل گروه بر مقادیر هم انقباضی عمومی مفصل مج پا از لحظه آماری تفاوت معناداری را نشان داد ( $P=0/037$ ). مقایسه جفتی نشان داد که هم انقباضی مفصل مج پا در

جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد مقادیر هم انقباضی مفاصل مج پا و زانو در دو گروه طی فاز نوسان دویین

هم عمومی		هم انقباضی		گروه کنترل		گروه تجربی		درصد تغییر		درصد تغییر		مقدار P	
پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	درصد تغییر	اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان	اثر گروه	*گروه	
-۱۰/۶۰	-	۳۶/۹۲±۱۵۰/۴	۴۱/۳۰±۱۶۹/۸	۳۶/۳۶±۱۴۱/۵	۲۳/۵۷±۱۳۴/۵	۳۶/۳۶±۱۴۱/۵	۵۴/۲۶	۰/۵۵۵	۰/۰۳۷	۰/۲۱۵	*		
۱۰۲/۱۶±۳۷۴/۱	۳۵/۱۹±۳۲۲/۹	۶۸/۶۵±۳۲۴/۹	۶۰/۰۸±۳۵۲/۷	-۱۲/۴۸	-	۰/۵۲۱	-۰/۶۸۲	۰/۰۳۸	*			مفصل زانو	
۴۱/۳۰±۱۶۹/۸	۳۶/۹۲±۱۵۰/۴	۲۳/۵۷±۱۳۴/۵	۳۶/۳۶±۱۴۱/۵	۵۴/۲۶	۰/۵۵۵	۰/۰۳۷	۰/۲۱۵	*				مفصل مج پا	

و آنتاگونیست های داخلی برای پشتیبانی از گشتاور داخلی و عضلات جانبی برای گشتاور داخلی فعال می شوند [۴۵]. اعتقاد بر این است که هم انقباضی جهت دار به طور مستقیم از گشتاور خارجی پشتیبانی می کند تا از بلند شدن کنديل و جلوگیری از بارگذاری مفصل در محفظه داخلی زانو جلوگیری کند [۴۶]. هم انقباضی عمومی نیز می تواند این اثر را داشته باشد اما به دلیل غیر جهت بودن آن در جلوگیری از بلند شدن کنديل موثرتر است و ممکن است بی دلیل تمام بارگذاری مفصل را افزایش دهد. هم انقباضی عمومی زمانی مشخص شده است که افراد از گشتاورهای داخلی و خارجی زانو در انقباضات ایزو متريک حمایت می کنند [۲۶]. در مطالعه راه رفتن نیز گزارش شده است که، افراد مبتلا به استئوآرتريت زانو در مقایسه با افراد سالم، در سرعت راه رفتن [۴۷]، زمان حمایت دوگانه بیشتر [۴۸]، طول گام کوچکتر [۴۹]، افزایش خم شدن زانو در هنگام ضربه به پاشنه، و کاهش خم شدن زانو در مرحله فاز اتکا در طی راه رفتن تفاوت های معناداری دارد. همچنین گزارش شده است که با کاهش ضربات پاشنه روی اندام آسیب دیده گشتاور فلکسوری و خارجی زانو در حین فاز اتکا لحظات پایین کشیدن خارجی زانو در حالت انتقال و افزایش لحظات کنش خارجی زانو در طی مرحله انتقال، حرکت می کند. این امر با افزایش فعل شدن همسترینگ، فعل شدن طولانی مدت عضلات و افزایش هم انقباضی همراه است [۵۰]. در فاز اتکا نیز مفصل مج پا نسبت به مرحله بعد تمرين حدود ۷۳٪ افزایش را نشان داد (جدول ۴) در فاز نوسان نیز مشاهده شد که هم انقباضی مفصل مج پا در مقایسه بین گروهی و اثر تعامل زمان و گروه در گروه کنترل پیش آزمون بزرگتر از پس آزمون می باشد به ترتیب (۱۰٪ و ۶۵٪) (جدول ۵). نتایج مطالعه ما با مطالعه جعفر نژاد گرو که نتایجی مشابه با نتایج ما را گزارش کرد همسو می باشد [۲۲]. همچنین در مطالعه مارشال و همکاران گزارش شد که استفاده از بریس از طریق کاهش الگوس زانو سبب کاهش ریسک فاکتور های بروز آسیب رباط صلیبی

## بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر هشت هفته استفاده از بریس زانو بر مقادیر هم انقباضی مفاصل مج پا و زانو در افراد دارای عارضه زانو پراتزی طی دویین می باشد. نتایج مطالعه ما نشان داد که اثر بریس زانو بر هم انقباضی عضلات مفاصل زانو و مج پا در مقایسه با قبل و بعد تمرين به لحاظ آماری در فازهای بارگیری و اتکا تفاوت معناداری مشاهده نشد. مطالعات نشان داده اند که افراد دچار پایی پرونیت در فازهای اتکا و جدا شدن پنجه از زمین طی راه رفتن، بی ثباتی و حرکت پذیری بالایی دارند [۴۰]. در پژوهش گری و همکاران گزارش شده است که افراد دارای پایی پرونیت از عضلات برون پایی خود برای حفظ ثبات و قوس داخلی کف پا استفاده می کنند [۴۱]. در مطالعه ما هم انقباضی عمومی مج پا در فازهای اتکا و جدا شدن پنجه از زمین در حالت های با و بدون استفاده از بریس تفاوت معناداری را نشان نداد، که ناهمسو با این مطالعه می باشد دلیل تفadت نتیجه را می توان چنین استنباط کرد که افراد دارای پایی پرونیت از متغیرهای مطالعه ما نبود. از طرف دیگر نتایج مطالعه ما در فاز هل دادن نشان داد که هم انقباضی عمومی مفصل مج پا در مقایسه با قبل آزمون در گروه تجربی ۱۲۷٪ افزایش داشته است ولی هم انقباضی عمومی مفصل زانو در مرحله بعد تمرين حدود ۳۴/۸۲٪ کاهش را نشان داد. این یافته با نتایج مطالعه اوینگ و همکاران به دلیل که گزارش کرد استفاده از بریس بر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی تأثیر معناداری ندارد ناهمسو می باشد [۴۲]. گزارش شده است که افزایش انقباض عمومی در مفصل زانو ممکن است با بی ثباتی مفصل همراه باشد [۴۳]. مطالعات نشان داده است که بی ثباتی مفصل زانو یکی از عوامل خطر سقوط در افراد است [۴۴]. از طرف دیگر در هم انقباض عمومی، همه آگونیست ها و آنتاگونیست های زانو به طور مساوی فعال می شوند، در حالی که در هم انقباضی جهت دار، آگونیستها

هم انقباضی در برخی از تحقیقات به عنوان یک مکانیسم خطرناک مطرح شده است [۲۷].

در مطالعه حاجیلو و همکاران که به بررسی تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی طی دوین پرداخته بودند، گزارش شده است که تغییر در الگوی فعالیت عضلات و میزان هم انقباضی در طی دوین می تواند باعث عدم کنترل بارهای تماسی مفاصل شده و میتواند ریسک آسیب های ناشی از پرکاری را افزایش دهد [۵۷]. در مطالعه عنبریان و همکاران نیز گزارش شده است که تغییرات ایجاد شده ناشی از خستگی در رکاب زدن، بر هم انقباضی عضلات اطراف زانو، می تواند باعث کاهش عملکرد، تغییر الگوی وویدن و حتی بروز آسیب اندام تحتانی در ورزشکاران مبتدی سه گانه کار گردد [۳۸]. بنابراین پیشنهاد می شود در مطالعات آینده اثرات استفاده از بریس و خستگی در این گروه از مبتلایان مورد بررسی قرار گیرد.

### نتیجه گیری

یافته های این مطالعه نشان داد که بریس زانو بر انقباض عمومی مفاصل زانو و مچ پا در بیماران مبتلا به زانوی پراتزی تأثیر می گذارد. از طرف دیگر با توجه به افزایش فرکانس فعالیت عضله نیم وتری طی پس آزمون نسبت به پیش آزمون می توان اذعان کرد که استفاده طولانی مدت از بریس می تواند در کاهش جذب شوک های واردہ بر اندام تحتانی از طرف زمین موثر باشد مکانیزم احتمالی آن نیز افزایش فرکانس عضلات فوق الذکر طی فاز پاسخ بارگیری می باشد.

### سپاسگزاری

تقدیر و تشکر از همه کسانی که ما را در انجام هر چه بهتر این پژوهش یاری نمودند.

### تعارض منافع

نویسندهای هیچگونه تعارض منافعی در انتشار این مطالعه ندارند.

قدامی می شود [۵۱] که می تواند در مورد داشتن اثر با مطالعه ما همسو باشد ولی بررسی اثربخشی بریس و آسیب رباط متقاطع قدامی از متغیرهای مورد مطالعه مانع دارد. افزایش قدرت عضلات به عنوان مثال عضلات کف پایی و عضلات خلفی مچ پا، نشان می دهد که افزایش هم انقباضی برای بهبود تعادل، کنترل ثبات مچ پا و خم شدن زانو موثر می باشد [۵۲] وجود دو سیستم ورودی مرکزی مختلف به سلول های حرکتی آنتاگونیست مچ پا را نشان می دهد که یک ورودی در حالی که آنتاگونیست را تحت تأثیر قرار می دهد، یک عضله را فعال می کند و دیگری نورون های آگونیست را فعال می کند. مطالعات نشان می دهد که حداقل ورودی و مخابره پیام حرکتی به فعالیت قشر حرکتی بستگی دارد [۵۳]. از طرف دیگر نیز به نظر میرسد کاهش فعالیت عضلات چهار سر رانی باعث عدم کنترل زاویه فلکشن زانو در طی دوین شده باشد و علت آن را می توان تداخل در هماهنگی عضلانی دانست. گروه عضلات چهارسر رانی، عضله دوسر رانی، نیم وتری و عضله دوقلو در مرحله ییش فعال سازی فعالیت کمتری داشتند. فعالیت عضلات در اوخر مرحله نوسان دوین نقش مهمی در آماده سازی تماس یا با زمین باری میکند. به ویژه در مرحله ییش فعال سازی که عضلات برای عملکرد مناسب در مرحله یاسخ بارگیری، فعالیت خود را افزایش میدهد و باعث سفتی ساق و تعدیل عملکرد آن می شوند [۵۴] کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در این مرحله یکی از عوامل کاهش اقتصاد دوین است که باعث کاهش نیروی لازم برای کنترل شتاب رو به جلوی ساق حین تماس پا با زمین است [۵۴]. بطور کلی در مطالعات انجام گرفته بر روی تأثیر استفاده از بریس ها بر قسمت داخلی مفصل زانو و هم انقباضی عضلات گزارش شده است که استفاده از بریس میزان بار واردہ را کاهش می دهد. نیک و همکاران گزارش کردند که هرگاه مسیر کنترل حرکتی عضله حمایت شود، به دنبال آن فعالیت عضله کاهش می یابد که در نتیجه هم انقباضی عضلانی نیز تغییر می کند [۵۵]. افزایش فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست توسعه یک مکانیسم هم فعالیتی مرکزی کنترل می شود [۵۶]. افزایش

## References

1. Fields, K. B., Sykes, J. C., Walker, K. M., & Jackson, J. C. . Prevention of running injuries. *Current sports medicine reports*, 2010; 9(3), 176-182. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5>
2. van Bottenburg, M., De tweede loopgolf. Over groei en omvang van de loopsportmarkt en hoe de KNAU haar marktaandeel verder kan vergroten. 2006: WJH Mulierinstituut.
3. Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., Van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 2007; 41(8), 469-480. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.033548>
4. Hoeberigs, J.H., Factors related to the incidence of running injuries. *Sports Medicine*, 1992. 13(6): 408-422. <https://doi.org/10.2165/00007256-19921306-00004>
5. Van der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & Staal, J. B. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS one*, 2015; 10(2), e0114937. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937>
6. Karimi-Mobarake, M., A. Kashefipour, and Z. Yousfnejad, The prevalence of genu varum and genu valgum in primary school children in Iran 2003-2004. *Journal of Medical Sciences*, 2005. 5(1). <https://doi.org/10.3923/jms.2005.52.54>
7. Ghandi, A. R., Hadi, H. A., Behruzi, A. R., & Holakooie, A. R.. The prevalence of genu-varum in students aged 7-16 in Arak city 2012.
8. Chantraine, A., Knee joint in soccer players: osteoarthritis and axis deviation. *Medicine and science in sports and exercise*, 1985. 17(4). <https://doi.org/10.1249/00005768-198508000-00005>
9. Witvrouw, E., Danneels, L., Thijs, Y., Cambier, D., & Bellemans, J. Does soccer participation lead to genu varum?. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 2009. 17(4), 422-427. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0710-z>
10. Arnold, J., T. Coker, and R. Micheli, Anatomical and physiological characteristics to predict football ability at the University of Arkansas. *Journal of the arkansas medical society*, 1977. 74((7)).
11. Hadadnezhad, M. and A. Letafatkar, The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*, 2011. 7
12. Foroughi, N., Smith, R. M., Lange, A. K., Singh, M. A. F., & Vanwanseele, B. Progressive resistance training and dynamic alignment in osteoarthritis: a single-blind randomised controlled trial. *Clinical Biomechanics*, 2011 26(1), 71-77. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.013>
13. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., & Shimada, S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 2002. 61(7), 617-622. <https://doi.org/10.1136/ard.61.7.617>
14. Foroughi, N., Smith, R. M., Lange, A. K., Baker, M. K., Singh, M. A. F., & Vanwanseele, B. Lower limb muscle strengthening does not change frontal plane moments in women with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Clinical biomechanics*, 2011 26(2), 167-174. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.011>
15. Guissard, N. and J. Duchateau, Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantarflexor muscles. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 2004. 29(2). <https://doi.org/10.1002/mus.10549>
16. Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N. L., & Nowicki, A. L. Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Physical therapy*, 2000. 80(10), 997-1003. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.10.997>
17. Hindle, K. B., Whitcomb, T. J., Briggs, W. O., & Hong, J. Proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF): Its mechanisms and effects on range of motion and muscular function. *Journal of human kinetics*, 2012. 31, 105. <https://doi.org/10.2478/v10078-012-0011-y>
18. Moyer, R. F., Birmingham, T. B., Bryant, D. M., Giffin, J. R., Marriott, K. A., & Leitch, K. M. Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and cartilage*, 2015.23(2), 178-188. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.11.018>
19. Dammerer, D., Giesinger, J. M., Biedermann, R., Haid, C., Krismer, M., & Liebensteiner, M. Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2015.31(3), 404-409. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.09.003>
20. Pollo, F. E., Otis, J. C., Backus, S. I., Warren, R. F., & Wickiewicz, T. L. Reduction of medial

- compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *The American journal of sports medicine*, 2002.30(3), 414-421. <https://doi.org/10.1177/03635465020300031801>
21. Hau, R., Csongvay, S., & Bartlett, J. Driving reaction time after right knee arthroscopy. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 2000. 8(2), 89-92. <https://doi.org/10.1007/s001670050192>
  22. Jafarnezhadgero, A., F. Ghorbanlou, and A.J.T.S.J.o.R.M. Mokhtari Malek Abadi, Effect of Graded Knee Brace on Amplitude of Electrical Muscle Activity in Individuals with Genu Valgus during Walking. 2021. 10(1) <https://doi.org/10.34172/mj.2021.036>
  23. Noorinasab, S., Jaafarnejad, A., Siahkuhian, M., & Valizade-Orang, A. The effect of using of brace in three different knee flexion angles on frequency muscular activity during running in individuals with genu varus. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*, 2020.
  24. Nokhodchi, N., H. Sadeghi, and I.J.T.S.J.o.R.M. Ebrahimi Takamjani, Effect of Prophylactic Knee Brace on Selection of Efficient Biomechanical Variables on Performance and Anterior Cruciate Ligament Tear Risk Factors: A Review. 2017
  25. Dehghani, M., A. Mokhtari Malek Abadi, and A.J.T.S.J.o.R.M. Jafarnezhadgero, The Effect of knee braces on Amplitude of Electromyography of Selected Lower Extremity Muscles in The Older Adults during Walking. 2021.
  26. Lloyd, D.G. and T.S. Buchanan, Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of biomechanics*, 2001. 34(10). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00095-1)
  27. Heiden, T.L., D.G. Lloyd, and T.R. Ackland, Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics*, 2009. 24(10). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005>
  28. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 2000.10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
  29. Pamukoff, D.N., M.D. Lewek, and J.T.J.C.B. Blackburn, Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. 2016.33. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.02.007>
  30. Willwacher, S., Goetze, I., Fischer, K. M., & Brüggemann, G. P.. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*, 2016. 8(1), 1-11. <https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1119890>
  31. Arnold, J. A., Brown, B., Micheli, R. P., & Coker, T. P. Anatomical and physiologic characteristics to predict football ability: report of study methods and correlations, University of Arkansas, 1976. *The American journal of sports medicine*, 1980.8(2), 119-122. <https://doi.org/10.1177/036354658000800211>
  32. Fukaya, T., H. Mutsuzaki, and Y.J.T.K. Wadano, Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. 2015. 22(3). <https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.02.012>
  33. Arnold, J. A., Brown, B., Micheli, R. P., & Coker, T. P. Anatomical and physiologic characteristics to predict football ability: report of study methods and correlations, University of Arkansas, 1976. *The American journal of sports medicine*, 1980. 8(2), 119-122. <https://doi.org/10.1177/036354658000800211>
  34. Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*, 2009. 29(2), 172-187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015>
  35. Konrad, P.J.A.p.i.t.k.e., The abc of emg. 2005. 1(2005).
  36. Asim, H.M., A. Qayyum, and J.A.J.T.P.M.J. Hashim, LEG LENGTH DISCREPANCY. 2013. 20(06). <https://doi.org/10.29309/TPMJ/2013.20.06.1570>
  37. Tal-Akabi, A., U. Steiger, and P.M.J.J.o.r.m. Villiger, Neuromuscular adaptation to early post-operative, high-intensity, short resistance training of non-operated lower extremity in elderly patients: a randomized controlled trial. 2008.39(9). <https://doi.org/10.2340/16501977-0116>
  38. Anbarian, M., Sepehrian, M., Nazem, F., & Hajiloo, B. The Effect of Pedaling and Fatigue on Changes of Knee Muscles Co-contraction During Running in Triathletes. *Journal of Sport Biomechanics*, 2015.1(1), 5-13.
  39. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*, 2007. 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>
  40. Powell, D. W., Long, B., Milner, C. E., & Zhang, S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high-and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human*

- movement science, 2011.30(1), 105-114. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.08.015>
41. Gray, E.G. and J.V. Basmajian, Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *The anatomical record*, 1968. 161(1). <https://doi.org/10.1002/ar.1091610101>
  42. Ewing, K. A., Begg, R. K., Galea, M. P., & Lee, P. V. Effects of prophylactic knee bracing on lower limb kinematics, kinetics, and energetics during double-leg drop landing at 2 heights. *The American journal of sports medicine*, 2016.44(7), 1753-1761. <https://doi.org/10.1177/0363546516637178>
  43. Esmaeili, H., Anbarian, M., Hajiloo, B., & Sanjari, M. A. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*, 2013. 9(2), 295-307.
  44. Rubenstein, L.Z., Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 2006. 35(suppl\_2). <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>
  45. Schipplein, O. and T. Andriacchi, Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of orthopaedic research*, 1991. 9(1). <https://doi.org/10.1002/jor.1100090114>
  46. Zhang, L. Q., Xu, D. A. L. I., Wang, G. U. A. N. G. Z. H. I., & Hendrix, R. W. Muscle strength in knee varus and valgus. *Medicine and science in sports and exercise*, 2001.33(7), 1194-1199. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00018>
  47. Astephen, J. and K. Deluzio, Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clinical biomechanics*, 2005. 20(2). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.09.007>
  48. Smith, A.J., D. Lloyd, and D. Wood, Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(03\)00184-0](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(03)00184-0)
  49. Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., & Andriacchi, T. P. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 2002. 10(7), 573-579. <https://doi.org/10.1053/joca.2002.0797>
  50. Schmitt, L.C. and K.S. Rudolph, Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 2007. 57(6). <https://doi.org/10.1002/art.22889>
  51. Marshall, T., J. Gelber, and K.J.O.T.i.S.M. Spindler, Postoperative Knee Bracing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. 2016. 24(1). <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2015.10.001>
  52. Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., & Fioretti, S. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: A surface electromyography study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015.25(2), 347-354. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.016>
  53. Hansen, S., Hansen, N. L., Christensen, L. O. D., Petersen, N. T., & Nielsen, J. B. Coupling of antagonistic ankle muscles during co-contraction in humans. *Experimental brain research*, 2002. 146(3), 282-292. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1152-3>
  54. Kyröläinen, H., A. Belli, and P.V. Komi, Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001. 33(8). <https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00014>
  55. Nigg, B.M., M.A. Nurse, and D.J. Stefanyshyn, Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and science in sports and exercise*, 1999. <https://doi.org/10.1097/00005768-199907001-00003>
  56. De Luca, C.J. and Z. Erim, Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of neurophysiology*, 2002. <https://doi.org/10.1152/jn.00793.2001>
  57. Anbarian, M., A. Jalalvand, and M. Mirzapour, The effect of fatigue on electromyography activity pattern and co-contraction of lower limb muscle during running. *Razi Journal of Medical Sciences*, 2018. 25(1).