Research Paper: Evaluation the Effect of the New Three Point Pressure Knee Orthosis on the Kinematic-Kinetic of the Patients With Mild to Moderate Knee Osteoarthritis

Maede Mahmoudi[1], Mahsa Kaviyani[2], *Ali Poorghasem[3]

1. Department of Orthotics & Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
2. Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
3. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Mahmoudi M, Kaviyani M, Poorghasem A. [Evaluation the Effect of the New Three Point Pressure Knee Orthosis on the Kinematic-Kinetic of the Patients With Mild to Moderate Knee Osteoarthritis (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2019; 19(4):314-325. http://dx.doi.org/10.32598/rj.19.4.314

http://dx.doi.org/10.32598/rj.19.4.314

Received: 13 Jun 2018
Accepted: 10 Nov 2018
Available Online: 01 Jan 2019

Keywords:
Kinematic, Kinetic, Three-point pressure knee orthosis, Medial knee osteoarthritis

ABSTRACT

Objective In normal walking, the ground reaction forces pass through the medial compartment of the knee and produce an external adduction torque around the knee joint. External adduction moment of the knee can lead to medial knee osteoarthritis. Adjustment of the knee alignment and modifying the biomechanical forces on the knee can reduce pain, increase performance, and parameters of walking and improve the quality of life. The use of knee orthoses is recommended to remove weight from the affected compartment and reduce pain in patients with knee osteoarthritis. However the effect of the knee orthosis height on external adduction moment and abduction force has not been measured in previous studies, so the purpose of this study was to assess of the new three-point pressure knee orthosis (e-life) on the mentioned parameters in the patients with mild to moderate knee osteoarthritis

Materials & Methods The study subjects were 10 patients (9 females, 1 male) with mild to moderate knee Osteoarthritis (OA) that after receiving OA 2 or 3 degree by a specialist, were referred to the Rehabilitation Research Center of the Faculty of Rehabilitation. Each subject spent five different conditions in the study. Ordering and sequencing of the process was done through randomization for each individual. These five stages included no orthosis, orthosis with long lift length, common-loaded orthosis, medium-angle abdominal orthosis, and maxillary abdominal orthosis. In this study, a three-dimensional QTM motion analysis system (Version 7.2, made in Sweden) with seven 100-kHz camera (Produced by Qualisys, USA) and one Kistler force detection plate (500×600 mm, model AA 9260, manufactured by Kistler, Switzerland) was used to collect the kinetic and kinematic data variables of walking at the Musculoskeletal Research Center of Isfahan University of Medical Sciences. Visual 3D software (C-Motion USA Version 4) was used to musculoskeletal modelling of the lower limb. The temporal and spatial parameter, the moments applied to knee joint and knee range of motion were measured for each individual at all stages. SPSS (version 22) was used for data analysis and Shapiro-Wilk test to verify the normal distribution of data. The repeated-measures ANOVA test was used to compare the effect of orthosis on the parameters mentioned before and after the use of knee orthosis.

Results Spatial parameters did not show significant differences (P>0.05). There was no significant difference between the range of motion in all three pages in different orthodontic states (P>0.05). The maximum extensor torque was applied to the knee joint without brace, but the results of statistical analysis did not show any significant difference (P>0.05). Adductor torque was significantly lower in orthosis with a lower lever arm than without brace (P<0.05).

Conclusion Orthosis did not cause any movement restrictions for the patients. Long-length orthosis has a greater effect on the reduction of external adduction moment. As a result, it may improve the treatment process and improve the quality of life of the users.

Corresponding Author:
Ali Poorghasem, PhD.
Address: Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Tel: +98 (913) 3707812
E-Mail: poorghasem@rehab.mui.ac.ir

بررسی تأثیر ارتوز سه‌نقطه فشار جدید زانو بر متغیرهای سینماتیکی‌سینتیکی افراد مبتلا به استئوآرتریت خفیف تا متوسط کمپارتمان داخلی زانو

مائده محمودی[۱]، مهسا کاویانی[۲]، *علی پورقاسم[۱]

۱- گروه ارتوپدی فنی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.
۲- مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی‌درمانی اصفهان، اصفهان، ایران.
۳- گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی‌درمانی اصفهان، اصفهان، ایران.

تاریخ دریافت: ۲۳ خرداد ۱۳۹۷
تاریخ پذیرش: ۱۹ آبان ۱۳۹۷
تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۳۹۷

چکیده

هدف در رام‌رفتن طبیعی نیروی عکس‌العمل زمین از سمت داخل زانو عبور می‌کند و یک بازوی اداکتوری حول این مفصل در سرتاسر مرحله استانس رام‌رفتن اعمال می‌کند. اغلب از وجود بازوی اداکتوری و افزایش بار حاصله از آن روی کمپارتمان داخلی زانو، برای توضیح شیوع بالای استئوآرتریت این کمپارتمان استفاده می‌شود. در طول رام‌رفتن عادی، ۶۰ درصد فشار از کمپارتمان داخلی زانو عبور می‌کند که این موضوع موجب درگیری بیشتر این کمپارتمان در بیماری استئوآرتریت می‌شود. تغییر راستا و نیروهای بیومکانیکی روی زانو باعث کاهش درد، افزایش عملکرد، بهبود کیفیت زندگی و متغیرهای رام‌رفتن می‌شود. استفاده از ارتوزهای زانو به منظور برداشتن وزن از کمپارتمان تحت تأثیر و کاهش درد زانو در افراد دچار استئوآرتریت زانو توصیه شده است. در این مطالعه برای بار نخست، تأثیر میزان ارتفاع بار ارتوز بر گشتاور اداکتوری وارده به زانو اندازه‌گیری شد. درنتیجه، هدف از این مطالعه تغییر میزان گشتاور ابداکشن وارده از سوی ارتوز برای مقابله با گشتاور اداکشن وارده از زمین (نیروی عکس‌العمل زمین) و بررسی میزان تأثیر حالت‌های مختلف ارتوزی بر متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی بود.

روش بررسی این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی بود. جهت مطالعه آینده‌نگر و غیرتصادفی بود. گروهی از افراد مبتلا به استئوآرتریت درجه خفیف تا متوسط زانو که به مراکز درمانی و بیمارستان‌های شهر اصفهان مراجعه کردند، بعد از دریافت تأییدیه درجه استئوآرتریت مدنظر ۲ و ۳ از پزشک متخصص، به مرکز تحقیقات و پژوهش دانشکده توانبخشی ارجاع داده شدند. تعداد شرکت‌کننده با توجه به مقالات پیشین، ۱۰ بیمار مبتلا به استئوآرتریت درجه ۲ و ۳ در ناحیه داخلی زانو تعیین شد. ۱۰ بیمار مبتلا به استئوآرتریت داخلی خفیف تا متوسط زانو شامل ۹ زن و ۱ مرد در مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی ۵ شرایط مختلف در مطالعه را سپری کرد. ترتیب و توالی مراحل از طریق قرعه‌کشی برای هر فرد صورت گرفت. این ۵ مرحله شامل بدون ارتوز، ارتوز با طول بار بلند، ارتوز با طول بار رایج، ارتوز با زاویه ابداکشن متوسط و ارتوز با زاویه ابداکشن حداکثر بود. در این مطالعه به منظور ثبت متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت سه‌بعدی (نسخه ۲/۷ ساخت کشور سوئد) با ۷ دوربین (تولید شرکت کوآیسس آمریکا) با فرکانس ۱۰۰هرتز و ۱ صفحه تشخیص نیروی کیستلر (۵۰۰ در ۶۰۰ میلی‌متر، مدل ۹۲۶۰ AA، تولید شرکت کیستلر سوئیس) برای‌جمع آوری اطلاعات رام‌رفتن آزمودنی‌ها در مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان استفاده شد. نرم‌افزار Visual 3D (ساخت کمپانی سی‌موشن آمریکا، نسخه ۴) برای مدل‌کردن داده‌های اندام تحتانی استفاده شد. متغیرهای زمانی و مکانی و گشتاورهای واردشده به مفصل زانو و دامنه حرکتی زانو برای هر فرد در تمام مراحل اندازه‌گیری شد. اطلاعات به‌دست‌آمده وارد نرم‌افزار Qualysis و برای مدل‌کردن به نرم‌افزار Visual 3D وارد شد. از نسخه ۲۲ نرم‌افزار SPSS برای تحلیل داده‌ها و آزمون شاپیرو ویلکز برای بررسی نرمال‌بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. آزمون واریانس اندازه‌گیری‌های تکرارشده برای مقایسه تأثیر ارتوز در متغیرهای ذکرشده در بیماران قبل و بعد ارتوز، استفاده شد.

یافته‌ها بین متغیرهای زمانی و مکانی (سرعت، طول گام، کادنس، درصد فازایستایی) در حالات مختلف ارتوزی با یکدیگر و بدون ارتوز، اختلاف معناداری گزارش نشد ($P>0/05$). بین دامنه حرکتی در هر ۳ صفحه (ساجیتال، فرونتال، هورزینتال) هیچ تفاوت معناداری در حالات متفاوت ارتوزی ثبت نشد ($P>0/05$). بیشترین گشتاور اکستنسوری در حالات بدون ارتوز به مفصل زانو وارد شد، ولی نتایج تحلیل آماری، اختلاف معناداری را گزارش نکرد ($P>0/05$). گشتاور اداکتوری به طور معناداری در حالت ارتوز با بازوی اهرمی بلند، کمتر از بدون ارتوز گزارش شد ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری ارتوز با توجه به مداخله‌نکردن در متغیرهای مکانی و زمانی، هیچ‌گونه محدودیت حرکتی برای بیماران ایجاد نکرده است. ارتوز با طول بار بلند به دلیل بازوی اهرمی بیشتر تأثیر معناداری در کاهش گشتاور اداکتوری کمپارتمان داخلی زانو دارد، درنتیجه ممکن است باعث بهبود روند درمان و کاهش گشتاور اداکتوری افراد شود.

کلیدواژه‌ها:
سینماتیک، سینتیک، ارتوز سه‌نقطه فشار، استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو

* **نویسنده مسئول:**
دکتر علی پورقاسم
نشانی: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی‌درمانی اصفهان، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتوپدی فنی.
تلفن: ۳۷۰۷۸۱۲ (۹۱۳) ۹۸+
رایانامه: poorghasem@rehab.mui.ac.ir

مقدمه

استئوآرتریت زانو نوعی بیماری مفصلی دژنراتیو رایج در جمعیت میانسال است. در میان مفاصل اندام تحتانی، مفصل زانو، بیشتر از بقیه مفاصل تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۳-۱]. میزان درگیری هر دو مفصل زانو یا مفصل زانو پای راست به‌تنهایی، بیشتر از مفصل زانوی پای چپ گزارش شده است [۴]. مفصل زانو نقش مهمی را در جذب نیرو و تعادل در حین راه‌رفتن دارد؛ بنابراین، استئوآرتریت زانو یکی از مهم‌ترین دلایل ناتوانی، درد و محدودیت حرکتی در افراد میانسال است [۵، ۳-۱]. بعد از ۶۰سالگی، ۸۰ درصد از جمعیت، علائم رادیولوژیکی استئوآرتریت را نشان می‌دهند [۶]. استئوآرتریت تأثیر منفی بر کیفیت زندگی افراد، کاهش توانایی انجام کار و اجرای فعالیت‌های تفریحی و روزانه و همچنین تأثیرات قابل‌توجه اقتصادی و اجتماعی دارد [۷].

بیماران مبتلا به استئوآرتریت، راه‌رفتن خود را در پاسخ به درد، دفورمیتی یا شلی در مفاصل اندام تحتانی سازگار می‌کنند. درنتیجه با تغییر الگوی راه‌رفتن، حرکات مفاصل اندام تحتانی و کمر تحت تأثیر قرار می‌گیرد. تغییر در متغیرهای کینماتیک شامل کاهش سرعت راه‌رفتن، کادنس، طول گام و فاز استانس در سمت درگیر است [۸]. در بررسی‌های صورت‌گرفته میزان درگیری کمپارتمان داخلی زانو ۵ تا ۱۰ برابر بیشتر از کمپارتمان خارجی زانو است؛ چراکه فشار مکانیکی بیشتری حین راه‌رفتن به کمپارتمان داخلی وارد می‌شود [۹].

در راه‌رفتن طبیعی نیروی عکس‌العمل زمین از سمت داخل زانو عبور می‌کند و یک بازوی اداکتوری حول این مفصل در سرتاسر مرحله، استانس راه رفتن ایجاد می‌کند [۱۰]. اغلب از وجود بازوی اداکتوری و افزایش بار حاصله از آن روی کمپارتمان داخلی برای توضیح شیوع زیاد استئوآرتریت کمپارتمان داخلی در مبتلایان به استئوآرتریت زانو استفاده می‌شود [۱۱]. در طول راه‌رفتن عادی ۶۰ درصد فشار از کمپارتمان داخلی زانو عبور می‌کند [۱۲]. در بیماران با بدشکلی واروس فشار در کمپارتمان داخلی به ۱۰۰ درصد هم می‌رسد [۱۳]؛ بنابراین، هدف درمانی در این بیماری، کاهش درد از طریق اصلاح بدشکلی (واروس) و کاهش فشار در قسمت داخلی زانو است.

به طور کلی درمان استئوآرتریت در سه دسته خلاصه می‌شود: درمان‌نشدن، تنها توصیه‌های پزشکی (درجه یک استئوآرتریت)؛ درمان‌های محافظتی و حمایتی (درجه دوم و سوم استئوآرتریت)؛ جراحی (درجه چهارم استئوآرتریت). در موارد معمول بیماری که شدت متوسطی دارند، انجام درمان‌های محافظتی همچون فیزیوتراپی، گرمادرمانی و ارتوزهای حمایتی برای تعدیل استرس و نیروهای وارده بر مفصل، غالباً در تخفیف علائم مؤثر است [۱۴].

اولین اقدام درمانی برای بیماران دچار استئوآرتریت زانو، بهره‌گیری از درمان‌های محافظتی زانو است؛ چراکه هیچ‌گونه عوارض جانبی از درمان‌های محافظتی گزارش نشده است، هزینه‌های مربوط به آن کم و مقبولیت آن برای بیماران بیشتر است [۱۱]. درمان‌های دارویی و غیردارویی قبل از عمل جراحی برای کاهش درد و بهبود عملکرد و کیفیت زندگی افراد تجویز می‌شود [۱]. زانوبندها و کفی‌ها مشهورترین ارتوزهای هستند که برای کاهش گشتاور اداکشن خارجی زانو در طول راه‌رفتن در این افراد استفاده می‌شود. این دو ارتوز با تغییر راستا و نیروهای بیومکانیکی بر روی زانو باعث کاهش درد، افزایش عملکرد، بهبود کیفیت زندگی و متغیرهای راه‌رفتن در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو می‌شوند [۱۵، ۱۶].

استفاده از ارتوزهای زانو به منظور برداشتن وزن از کمپارتمان داخلی و کاهش درد زانو برای افراد دچار استئوآرتریت زانو توصیه شده است [۱۷، ۱۸]. در بررسی‌های انجام‌شده، والگوس بریس‌ها اثر بیشتری در درمان استئوآرتریت نسبت به کفی با گوه خارجی دارند [۱۹]. والگوس بریس باعث برداشتن فشار از کمپارتمان داخلی زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت می‌شود. درواقع بریس ایجادکننده والگوس با ایجاد گشتاور والگوس، در برابر گشتاور واروس ناشی از نیروی عکس‌العمل زمین مقابله می‌کند [۷، ۲۰].

در مقالات بررسی‌شده اثر والگوس بریس در درمان استئوآرتریت، بر گشتاور اداکشن، درد، سرعت راه‌رفتن، متغیرهای کینماتیکی‌کینتیکی و عملکرد افراد بررسی شد [۲۷-۲۱]. درمجموع هرچند مقالاتی تأثیرگذاری ارتوز را نفی کردند، اما مطالعات مروری، تأثیرگذاری بریس ایجادکننده والگوس در کاهش درد و گشتاور اداکشن زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو را گزارش کردند. میزان تأثیرگذاری بریس، متوسط تا بالا گزارش شده است. با توجه به مطالعات انجام‌گرفته، برای تجویز یک ارتوز مشخص به بیماران اتفاق نظر وجود ندارد. تا کنون تأثیر میزان ارتفاع طول بار بر روی گشتاورهای وارده به زانو بررسی نشده است.

یکی از رویکردهای بیومکانیکی مناسب برای تعدیل نیروها و گشتاورهای اعمالی بر مفصل زانو، استفاده از ارتوز مناسب زانو است. از آنجا که در برخی از مطالعات اثرگذاری مثبتی از والگوس بریس‌های رایج، در کاهش گشتاور اداکتوری و بهبود متغیرهای زمانی‌مکانی گزارش نشده است [۳۰-۲۸] و همچنین والگوس بریس‌های رایج قابلیت تغییر طول بار و نیروی ایجادکننده گشتاور ابداکتوری را ندارند، ارتوز جدید زانو با قابلیت تغییر طول بار و تغییر میزان گشتاور ابداکتوری در این مطالعه استفاده شد.

در زانوبند به‌کاررفته در این مطالعه می‌توان با دو نقطه فشار بالا و پایین شل‌ها در قسمت داخل و نقطه فشار سوم از طریق مفصل در سمت خارج زانو، باعث ایجاد گشتاور والگوس در زانو شد (تصویر شماره ۱). می‌توان ارتوز را در حالات متفاوت اعمال گشتاور و طول بار بر روی آزمودنی‌ها تست کرد.

تصویر ۱. زانوبند سه‌نقطه فشار (نمای داخلی)

توانبخشی

روش بررسی

بعد از بررسی مطالعات پیشین [۳۱، ۳۲] ۱۰ بیمار مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو (۹ زن و ۱ مرد / با میانگین سنی ۱۰/۶۱±۵۰/۸) در مطالعه شرکت داده شدند. همه بیماران بعد از دریافت تأییدیه درجه استئوآرتریت مدنظر (۲ و ۳) از پزشک متخصص به مرکز تحقیقات و پژوهش دانشکده توانبخشی ارجاع داده شدند.

معیارهای ورود و خروج بیماران

معیارهای ورود شامل این موارد بود [۳۳]: بیماران بالای ۳۵ سال باشند [۳۴]، یافته‌های رادیولوژیکی کمپارتمان داخلی زانو بر اساس مقیاس Kellgren-Lawrence (درجه ۲ و ۳)، بیماران محدودیت حرکتی در راه‌رفتن و ایستادن نداشته باشند، بیماران بدون هیچ‌گونه وسیله کمکی راه بروند [۳۵]. معیارهای خروج نیز شامل این موارد بود [۳۳، ۳۶، ۳۷]: واریس و بیماری‌های دیگر که بر روی الگوی راه‌رفتن تأثیر می‌گذارد [۳۸]، سابقه صدمات اخیر به زانو [۳۴]، بیماری‌های نورولوژیک که به تشخیص پزشک باشد [۳۸]، مشکلات لیگامانی در زانو و پارگی مینیسک [۳۹]، سابقه ابتلا به سایر بیماری‌های روماتویید در اندام تحتانی [۴۰]، ناتوانی در پوشیدن کفش (کمتر از ۸ ساعت در روز)، زخم در پا و نوروپاتی، ابتلا به عفونت مفصلی، دیابت، استفاده از وسایل کمکی برای راه‌رفتن.

فرایند اجرای تست مربوط به اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیک و کینتیکی راه‌رفتن

از هر آزمودنی ۵ تست، در حالت‌های مختلف گرفته شد. ترتیب و توالی مراحل برای هر فرد به صورت جداگانه و از طریق قرعه‌کشی تعیین شد (ترتیب و شماره‌گذاری مراحل زیر تنها برای معرفی مراحل است).

۱. فرد بدون هیچ ارتوزی آزمایش را سپری کرد.

۲. فرد به همراه ارتوز با طول بار رایج (۱۰ درصد طول فمور) و مفصل در زاویه طبیعی، آزمایش را گذراند.

۳. ارتوز با طول بار بلند (طول رایج به اضافه ۱۰ درصد آن) به منظور افزایش بازوی اهرمی و گشتاور ابداکتوری برای مقابله با گشتاور اداکتوری زمین و زاویه مفصل در حالت طبیعی، در اختیار بیمار قرار گرفت.

۴. ارتوز با طول بار متوسط (طول بار رایج به اضافه ۵ درصد آن) از داخل و طول بار نرمال در خارج که باعث ایجاد زاویه ابداکتوری در مفصل و ایجاد نیروی ابداکتوری متوسط در مفصل خارجی ارتوز زانو می‌شود، در اختیار بیمار قرار گرفت.

۵. ارتوز با طول بار بلند (طول رایج به اضافه ۱۰ درصد آن) از سمت داخل و و طول بار نرمال از سمت خارج که باعث ایجاد نیروی ابداکتوری حداکثر در خارج مفصل زانو می‌شود، دردسترس بیمار قرار گرفت.

مراحل مختلف تست به صورت تصادفی برای هر آزمودنی انجام گرفت. به عبارت دیگر تقدم و تأخر در استفاده از حالات متفاوت ارتوز با قرعه‌کشی تعیین شد؛ به این صورت که چهار حالت متفاوت ارتوز بر روی تکه کاغذی نوشته شدند و برای هر فرد قرعه‌کشی انجام و به ترتیب قرعه مراحل گذرانده شد. در تمامی مراحل، بیمار از تفاوت واردشده بر ارتوز خود بی‌اطلاع بود. برای اطمینان از صحت آزمایش هر تست سه بار تکرار شد. سپس میانگین داده‌ها محاسبه شد. تست‌ها را یک فرد ثابت به عنوان اپراتور دستگاه و نفر کمکی دیگر برای هماهنگی با بیمار به صورت ثابت انجام داد. در فواصل زمانی تست‌ها آزمودنی استراحت می‌کرد تا خستگی بر حرکت او تأثیر نگذارد.

اطلاعات مربوط به هر بیمار با استفاده از سیستم آنالیز حرکت مجهز به ۷ دوربین و صفحه نیروی کیستلر جمع‌آوری شد. به منظور ارزیابی متغیرهای زمانی‌مکانی راه‌رفتن (شامل سرعت راه‌رفتن، کادنس و طول گام)، دامنه حرکتی و میزان گشتاورهای اعمالی به زانو از نرم‌افزار Visual 3D استفاده شد. در این مطالعه به منظور ثبت متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت سه‌بعدی[1] (نسخه ۲/۷، ساخت کشور سوئد) با ۷

1. Qualisys Track Manager (QTM)

جدول ۱. مشخصات جمعیت‌شناختی افراد شرکت‌کننده درمطالعه

متغیر	میانگین±انحراف معیار
سن	۵۰/۸±۱۰/۶۱
قد	۱۶۱/۶±۴/۵۰
وزن	۸۰/۷±۱۲/۲۶

توانبخشی

دوربین (تولید شرکت کوآیسس آمریکا) با فرکانس ۱۰۰ هرتز و یک صفحه تشخیص نیروی کیستلر[2](۵۰۰ در ۶۰۰ میلی‌متر، مدل AA ۹۲۶۰ تولید شرکت کیستلر سوئیس) برای جمع‌آوری اطلاعات راه‌رفتن آزمودنی‌ها در مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان استفاده شد.

نرم‌افزارVisual 3D (ساخت کمپانی سی‌موشن آمریکا، نسخه ۴) برای مدل‌کردن داده‌های اندام تحتانی استفاده شد. اطلاعات به‌دست‌آمده وارد نرم‌افزار Qualysis شد و برای مدل‌کردن به نرم‌افزار Visual 3D وارد شد. از نسخه ۲۲ نرم‌افزار SPSS برای آنالیز داده‌ها استفاده شد. با استفاده از آزمون شاپیرو ویلکز[3] به بررسی نرمال‌بودن توزیع داده‌ها پرداختیم. همچنین از آزمون‌های میانگین، انحراف معیار و میزان خطای استاندارد برای توصیف‌داده‌ها استفاده شد. برای تعیین تفاوت در میانگین متغیرهای بررسی‌شده در شرایط قبل و بعد از بریس از آزمون آماری واریانس اندازه‌گیری‌های تکرارشده استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه از نوع تحلیلی‌مداخله‌ای است. برای بررسی تأثیر طول بار و میزان نیروی ابداکتوری اعمالی از طرف ارتوز زانو بر متغیرهای سینتیکی و سینماتیکی در بیماران دچار استئوآرتریت زانو، ۱۰ فرد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو، شامل ۹ زن و ۱ مرد در این مطالعه بررسی شدند. جدول شماره ۱ اطلاعات جمعیت‌شناختی افراد شرکت‌کننده در مطالعه را نشان می‌دهد.

تأثیر حالات مختلف زانو بر روی متغیرهای مکانی و زمانی

جدول شماره ۲ نتایج طول گام راه‌رفتن را در افراد دچار استئوآرتریت در وضعیت‌های مختلف با و بدون بریس نشان می‌دهد. کمترین طول گام مربوط به راه‌رفتن بدون ارتوز بود و بیشترین طول گام نیز مربوط به راه‌رفتن با بریس در حالت ابداکشن متوسط بود. اگرچه اختلافاتی بین طول گام راه‌رفتن با بریس‌های مختلف وجود داشت، نتایج تحلیل آماری نشان داد بریس هیچ‌گونه اثر معنی‌داری بر طول گام راه‌رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت نداشته است. بدین مفهوم که در طول گام با پوشیدن بریس، در وضعیت‌های مختلف راه‌رفتن افراد شرکت‌کننده تغییری حاصل نشد (P=۰/۱۷).

جدول شماره ۲ نتایج سرعت راه‌رفتن را در افراد دچار استئوآرتریت در وضعیت‌های مختلف بریس نشان می‌دهد. کمترین سرعت راه‌رفتن مربوط به راه‌رفتن در وضعیت بدون بریس و بیشترین سرعت راه‌رفتن مربوط به راه‌رفتن با بریس ابداکشن متوسط بود. اگرچه اختلافاتی در سرعت راه‌رفتن با انواع بریس مشاهده شده است، نتایج تحلیل آماری نشان داد بریس هیچ‌گونه اثر معنی‌داری بر سرعت راه‌رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت نداشته است (P=۰/۳۴۵). بدین مفهوم که سرعت راه‌رفتن با پوشیدن بریس در وضعیت‌های مختلف راه‌رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت نسبتاً ثابت بود.

جدول شماره ۲ نتایج درصد استقرار در فاز استانس راه‌رفتن را در افراد دچار استئوآرتریت در وضعیت‌های مختلف بریس نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود کمترین میزان درصد استنس حین راه‌رفتن در وضعیت حداکثر ابداکشن بوده است. نتایج تحلیل آماری نشان داد بریس هیچ‌گونه اثر معنی‌داری بر درصد فاز استانس راه‌رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت نداشته است (P=۰/۱۷۹). بدین مفهوم که درصد استقرار فاز استانس راه‌رفتن با پوشیدن بریس در وضعیت‌های مختلف راه‌رفتن افراد مبتلا به استئوآرتریت ثابت بود.

جدول شماره ۲ نتایج کادنس در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو در ۵ وضعیت مختلف را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج تحلیل آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معناداری درکادنس افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی بین وضعیت‌های مختلف بریس با و بدون ارتوز وجود نداشت.

تأثیر ارتوز زانو بر دامنه حرکتی زانو

دامنه حرکتی در صفحه فرونتال

جدول شماره ۳ نتایج دامنه حرکتی در صفحه فرونتال مفصل زانو را نشان می‌دهد. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه تعامل معنی‌داری در دامنه حرکتی مفصل زانو در

2. Kistler force plate
3. Shapiro Wilk test

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار متغیرهای زمانی و مکانی

وضعیت	طول گام (متر)	سرعت (متر بر ثانیه)	درصد فاز ایستایی (درصد سیکل گیت)	کادنس (قدم در دقیقه)
بدون ارتوز	۰/۹۶۴±۱۹۲/۰۶	۰/۶۶۹۴±۰/۲۱۲	۶۴/۴±۳/۵	۱۳۲±۸/۲۹
ارتوز نرمال	۱/۰۱۴±۱۵۸/۲۱	۰/۷۴۷۹±۰/۱۷۳	۶۱/۷±۴/۴	۱۳۱±۸/۸۴
ارتوز با طول بار بلند	۱/۰۱۹۴±۱۵۱/۷۶	۰/۷۱۴۸±۰/۱۸۱	۶۲/۲±۴/۴	۱۴۴±۸/۴۱
ارتوز با نیروی ابداکتوری متوسط	۱/۰۳۷۷±۱۴۵/۳۲	۰/۷۳۰۲±۰/۱۸۹	۶۲/۲±۴/۸	۱۵۶±۸/۴۴
ارتوز با نیروی ابداکتوری حداکثر	۰/۹۹۶۰±۱۶۳/۷۵	۰/۶۷۶۹±۰/۱۸۲	۵۸/۶±۴/۰۹	۱۳۳±۸/۱۸

توانبخشی

صفحه فرونتال بین ۵ حالت بریس وجود ندارد (P=۰/۳۴).

دامنه حرکتی در صفحه ساجیتال

جدول شماره ۳ نتایج دامنه حرکتی در صفحه ساجیتال مفصل زانو را نشان می‌دهد. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه تعامل معنی‌داری در دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه ساجیتال بین پنج حالت بریس وجود ندارد (P=۰/۸۲).

دامنه حرکتی در صفحه هوریزنتال

جدول شماره ۳ میانگین و انحراف استاندارد دامنه حرکتی در صفحه هوریزنتال مفصل زانو را نشان می‌دهد. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه تعامل معنی‌داری در دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه هوریزنتال بین ۵ حالت بریس وجود ندارد (P=۰/۵۹).

تأثیر ارتوز زانو بر روی گشتاورهای واردشده به زانو

گشتاور اداکتوری

نتایج گشتاور اداکتوری مفصل زانو در جدول شماره ۴ آمده است. بیشترین گشتاور اداکتوری مربوط به وضعیت بدون ارتوز با ۰/۴۸ نیوتن‌متر است. کمترین گشتاور اداکتوری مربوط به وضعیت بریس با طول بازوی حداکثری است. نتایج آزمون آماری نشان داد اختلاف معنی‌داری بین حالات مختلف بریس وجود دارد (P=۰/۰۰۰). نتایج آزمون مقایسه‌های چندگانه نشان داد این اختلاف معنی‌دار، بین حالات بریس با بازوی اهرمی حداکثر با حالت بدون ارتوز وجود دارد. گشتاور اداکشن بریس با بازوی اهرمی حداکثر ۰/۱۴۵ نیوتن‌متر و به طور معنی‌داری از گشتاور اداکشن بدون بریس کمتر بود.

گشتاور اکستنسوری

جدول شماره ۴، گشتاور اکستنسوری مفصل زانو را در ۵ وضعیت مختلف بریس نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین گشتاور اکستنسوری مربوط به حالت بدون بریس به مقدار ۰/۵۸ نیوتن‌متر و کمترین مقدار گشتاوری مربوط به حالت ابداکشن متوسط ارتوز به میزان ۰/۴۰ نیوتن‌متر بود. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در گشتاور اکستانسوری مفصل زانو بین ۵ حالت مختلف بریس وجود ندارد (P=۰/۲۸۴).

گشتاور فلکسوری

گشتاور فلکسوری مفصل زانو در ۵ وضعیت مختلف بریس در جدول شماره ۴ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین گشتاور فلکسوری مربوط به حالت فلکشن بریس با ابداکشن متوسط به مقدار ۰/۰۸۵۶ نیوتن‌متر و کمترین مقدار گشتاوری مربوط به حالت فلکشن بریس با ابداکشن حداکثر

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار دامنه حرکتی زانو در سه صفحه

وضعیت	دامنه حرکتی در صفحه فرونتال	دامنه حرکتی در صفحه ساجیتال	دامنه حرکتی در صفحه هوریزنتال
بدون ارتوز	۱۰/۹۰±۳/۸۴	۴۹/۶۸±۱۱/۷۳	۱۱/۷۸±۷/۳۶
ارتوز نرمال	۱۰/۳۳±۴/۵۹	۴۹/۰۳±۸/۴۰	۱۶/۴۱±۹/۳۹
ارتوز با طول بار بلند	۷/۸۹±۳/۲۳	۴۷/۶۳±۱۰/۶۱	۱۱/۵۴±۷/۵۹
ارتوز با نیروی ابداکتوری متوسط	۱۰/۰±۳/۷۳	۴۷/۱۵±۷/۱۵	۱۱/۶۹±۷/۰۹
ارتوز با نیروی ابداکتوری حداکثر	۸/۷۷±۲/۹۸	۴۶/۲۶±۸/۷۱	۹/۹۴±۳/۷۶

توانبخشی

جدول ۴. میانگین و انحراف معیار گشتاورهای وارده به زانو

وضعیت	گشتاور اداکتوری (n/mm)	گشتاور اکستنسوری (n/mm)	گشتاور فلکسوری (n/mm)
ارتوز با نیروی ابداکتوری حداکثر	۰/۴۲۳۳±۰/۱۶	۰/۴۶۲۵±۰/۲۳	۰/۰۴۳۳±۰/۱۷۳
ارتوز با نیروی ابداکتوری متوسط	۰/۴۳۶۳±۰/۲۰	۰/۴۰۶۳±۰/۲۳	۰/۰۸۵۶±۰/۱۰۱
ارتوز با طول بار بلند	۰/۲۴۰۰±۰/۶۸	۰/۴۸۱۳±۰/۲۸	۰/۰۴۵۶±۰/۰۰۷
ارتوز نرمال	۰/۴۰۷۸±۰/۱۶	۰/۴۶۸۹±۰/۲۶	۰/۰۷۶۷±۰/۱۱۱
بدون ارتوز	۰/۴۸۵۱±۰/۵۲	۰/۵۸۰۰±۰/۲۳	۰/۰۶۴۷±۰/۰۲۲

توانبخشی

۰/۰۴۳۳ نیوتن‌متر بود. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در گشتاور فلکسوری مفصل زانو بین ۵ حالت مختلف بریس وجود ندارد (P=۰/۱۵۳).

گشتاور چرخش داخلی

گشتاور چرخش داخلی مفصل زانو در ۵ وضعیت مختلف بریس در جدول شماره ۵ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین گشتاور چرخش داخلی مربوط به حالت بریس نرمال به مقدار ۰/۱۱۸۹ نیوتن‌متر و کمترین مقدار گشتاوری مربوط به حالت بریس با حداکثر طول بار و به میزان ۰/۰۸۵۶ نیوتن‌متر بود. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در گشتاور چرخش داخلی مفصل زانو بین حالات مختلف بریس وجود ندارد (P=۰/۲۸۴).

گشتاور ابداکتوری

گشتاور ابداکتوری مفصل زانو در ۵ وضعیت مختلف بریس در جدول شماره ۵ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین گشتاور ابداکتوری مربوط به حالت بدون بریس به مقدار ۰/۱۶ نیوتن‌متر و کمترین مقدار گشتاوری مربوط به حالت ابداکشن بریس با طول بار حداکثر و به میزان ۰/۰۹۶۷ نیوتن‌متر بود. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در گشتاور ابداکتوری مفصل زانو بین حالات مختلف بریس وجود ندارد (P=۰/۱۲۸).

گشتاور چرخش خارجی

گشتاور چرخش خارجی مفصل زانو در ۵ وضعیت مختلف بریس در جدول شماره ۵ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین گشتاور چرخش خارجی مربوط به حالت بریس نرمال به مقدار ۰/۰۹۲۲ نیوتن‌متر و کمترین مقدار گشتاوری مربوط به حالت بریس باز زاویه ابداکشن حداکثر و به میزان ۰/۰۶۲۲ نیوتن‌متر بود. نتایج آزمون آماری نشان داد هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در گشتاور چرخش خارجی مفصل زانو بین پنج حالات مختلف بریس وجود ندارد (P=۰/۵۸۸).

بحث

مطالعات مختلفی به بررسی تأثیر ارتوز بر بهبود علائم استئوآرتریت زانو پرداخته‌اند. در مطالعات صورت‌گرفته بیان شده است که بریس‌های زانو باعث بهبود عملکرد، کاهش گشتاور اداکتوری و بهبود کیفیت زندگی در افراد مبتلا به استئوآرتریت ناحیه داخلی زانو می‌شوند [۱۳، ۲۸، ۴۱-۴۴]. یک مشکل اساسی در زانوبندهای رایج، سنگینی وسیله و همچنین نبودِ تطبیق متناسب آناتومیکی بریس با پای بیمار است که سُرخوردن بریس را در پی دارد [۲۳، ۴۵].

یکی از ارتوزهای مناسب برای رفع این مشکل، ارتوز ساخته‌شده توسط شرکت ای‌لایف است که امروزه به طور رایج به منظور بهبود راستا و کاهش گشتاورهای وارده به مفصل زانو حین راه‌رفتن در بیماران دچار استئوآرتریت زانو استفاده می‌شود. در این ارتوز می‌توان با دو نقطه فشار بالا و پایین شل‌ها در قسمت داخل و نقطه فشار سوم از طریق مفصل در سمت خارج زانو باعث ایجاد گشتاور والگوس در زانو شد. مفصل زانوی تعبیه‌شده در این ارتوز به صورت کاملاً فیزیولوژیک و مطابق آناتومیک زانوی انسان طراحی شده است و بیشترین تطابق مکانیکی با حرکات آناتومیکی زانو را دارد. تعلیق اصلی زانوبند از بخش بالایی وسیله است و کاملاً با پای بیمار تطبیق ارگونومی برقرار می‌کند.

در این ارتوز بر خلاف والگوس بریس‌های رایج، قابلیت تغییر طول بارها تعبیه شده است، درنتیجه می‌توان میزان گشتاور ابداکشن وارده از سوی ارتوز برای مقابله با گشتاور اداکشن زمین را دستخوش تغییرات قرار داد. در این مطالعه برای بار نخست، تأثیر میزان ارتفاع بار ارتوز، بر گشتاور اداکتوری وارده به زانو اندازه‌گیری شد. ارتوز در حالت‌های متفاوت اعمال نیرو (ابداکشن مفصل) و ارتفاع بار بر روی آزمودنی‌ها تست شد و تأثیر آن بر متغیرهای مکانی و زمانی، دامنه حرکتی زانو در ۳ صفحه (هوریزنتال، فرونتال و ساجیتال) و گشتاورهای وارده به زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو سنجیده و بررسی شد.

جدول ۵. میانگین و انحراف معیار گشتاورهای وارده به زانو

وضعیت	گشتاور چرخش داخلی (n/mm)	گشتاور چرخش خارجی (n/mm)	گشتاور ابداکتوری (n/mm)
ارتوز با نیروی ابداکتوری حداکثر	۰/۰۹۳۸±۰/۰۵۸	۰/۰۶۲۲±۰/۰۱	۰/۱۱۸۹±۰/۰۲
ارتوز با نیروی ابداکتوری متوسط	۰/۱۱۰۰±۰/۰۴۱	۰/۰۷۲۲±۰/۰۵	۰/۰۹۶۷±۰/۰۳
ارتوز با طول بار بلند	۰/۰۸۵۶±۰/۰۴۲	۰/۰۷۱۱±۰/۰۳	۰/۱۳۱۰±۰/۰۵
ارتوز نرمال	۰/۱۱۸۹±۰/۰۷۷	۰/۰۹۲۲±۰/۰۶	۰/۱۰۲۵±۰/۰۳
بدون ارتوز	۰/۱۱۱۱±۰/۰۵۲	۰/۰۶۸۲±۰/۰۲	۰/۱۶۶۳±۰/۰۷

توانبخشی

نتایج این مطالعه نشان داده است میانگین مقادیر متغیرهای مکانی و زمانی (طول گام، سرعت راه‌رفتن، کادنس و درصد فاز ایستایی) از لحاظ آماری معنادار نبودند که خود بیانگر این نکته است که ارتوز محدودیت حرکتی برای بیمار ایجاد نکرده است.

در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو متغیرهای مکانی و زمانی به منظور کاهش گشتاور اداکتوری زانو کاهش می‌یابد [۸، ۴۶].کاهش گشتاور اداکتور ممکن است موجب کاهش درد شود [۴۷، ۴۸]. درواقع کاهش سرعت، مکانیسم انطباقی‌ای است که از جانب فرد برای کاهش گشتاورهای وارده به مفصل زانو به کار گرفته می‌شود [۴۹]. با توجه به تغییرنکردن متغیرهای زمانی و مکانی در این مطالعه، گمان می‌شود نبودِ تغییر موجب شده گشتاورهای وارده به زانو نیز تفاوتی نکند. در همین راستا پولو و همکارانش مطالعه‌ای انجام دادند. در این مطالعه سرعت افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو در دو حالت با و بدون بریس ۴ درجه والگوس مقایسه شد. درنهایت هرچند کاهش درد و کاهش ۱۱درصدی گشتاور اداکتوری وارده به مفصل زانو گزارش شد، اما تفاوت معناداری مابین سرعت راه‌رفتن افراد در دو حالت مختلف یافت نشد [۴۱].

در مطالعه دیگری اشمالز و همکاران به بررسی تأثیر والگوس بریس در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو پرداختند. گزارش مطالعه حاکی از آن بود که بریس با حالت والگوس بعد از چهار هفته استفاده از سوی بیمار، موجب کاهش درد، کاهش گشتاور اداکتوری به مفصل زانو و افزایش سرعت راه‌رفتن و کادنس می‌شود [۲۷]. در مطالعه دیگری لارچه[4] و همکارانش نشان دادند بریس با مفصل والگوس و چرخش خارجی در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو، در مقایسه با گروه کنترل، موجب افزایش سرعت راه‌رفتن بهبود عملکرد و کاهش نیروهای اداکتوری وارده به مفصل زانو بعد از ۵ هفته استفاده مداوم می‌شود [۵۰]. با توجه به اینکه در این مطالعه همه داده‌های حاصل از ارزیابی بیماران بلافاصله پس از پوشیدن ارتوز ثبت شده است، به نظر می‌رسد با توجه به واکنش‌های مثبت بیماران در هنگام پوشیدن بریس در آزمایشگاه، امکان افزایش و بهبود متغیرهای مکانی و زمانی در صورت استفاده طولانی‌تر وجود دارد. همچنین مطالعات نشان دادند تغییرنکردن متغیرهای مکانی و زمانی دلیلی برای تغییرنکردن گشتاورهای وارده به زانو نیستند.

همچنین در این مطالعه دامنه حرکتی زانو در ۳ صفحه (ساجیتال، هوریزنتال و فرونتال) ارزیابی شد. مابین مقدار میانگین دامنه حرکتی حالات مختلف آزمایش با و بدون ارتوز تفاوت معناداری مشاهده نشد. این یعنی ارتوز استفاده‌شده در هر چهار حالتِ بررسی‌شده، محدودیتی در حین راه‌رفتن برای مفصل زانو ایجاد نمی‌کند. درواقع این مسئله حاکی از آن است که این ارتوز جابه‌جایی به سمت پایین ندارد و بر خلاف دیگر ارتوزهای زانو که با پایین‌آمدن و جاگذاری نامناسب مانع حرکتی در بیماران ایجاد می‌کنند، راحتی و آسایش را برای افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو به همراه دارد [۵۱].

متغیر بررسی‌شده دیگر میزان گشتاور اداکتوری به مفصل زانو در حالت‌های بدون ارتوز و مختلف ارتوزی است که تفاوت معناداری بین حالت بدون ارتوز و حالت‌های مختلف ارتوز با بیشترین طول بار گزارش شده است (P=۰/۰۰۰). همان‌طور که گفته شد، یکی از ویژگی‌های راه‌رفتن در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو، کاهش سرعت است. این بیماران با کاهش سرعت راه‌رفتن از مقدار نیروی عکس‌العملی زمین در راستای عمودی می‌کاهند و از این طریق باعث کاهش گشتاور وارده به زانو می‌شوند [۴۹]. از آنجایی که متغیرهای مکانی و زمانی هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین حالت‌های متفاوت ارتوزی و بدون ارتوز گزارش نکرده‌اند، این فرضیه که ممکن است تنها علت معنا دارشدن گشتاور اداکتوری، کاهش سرعت باشد، رد می‌شود.

گشتاور اداکتوری حداکثر در زمانی که فرد بریس نپوشیده، به مفصل زانو وارد شده و کمترین میزان گشتاور اداکتوری در حالت بریس بلند گزارش شده است. از آنجایی در اشخاص با استئوآرتریت داخلی زانو، گشتاور اداکشن با شدت و پیشرفت بیماری رابطه دارد؛ یعنی هرچه بیماری شدیدتر باشد، میزان گشتاور اداکشن خارجی بیشتری به زانو وارد می‌شود و افزایش گشتاور اداکشن در طول فعالیت موجب درد می‌شود [۱۰، ۱۱، ۴۷]. کاهش گشتاور

4. Laroche

اداکتوری از سوی ارتوز ممکن است موجب کاهش درد ناشی از استئوآرتریت داخلی شود [۴۷].

در بریس با طول بار بلند با زاویه مفصل طبیعی، نیرو در سطح وسیعی پخش می‌شود که از جانب بیمار قابل پذیرش‌تر است و میزان کاهش گشتاور اداکتوری آن از حالت حداکثر ابداکشن (حالت والگوس) معنادارتر است. در همین راستا دان رومزی[5] و همکارانش با بررسی بین ارتوز والگوس و بریس با زاویه طبیعی، میزان اثرگذاری بریس با زاویه طبیعی را بهتر و مؤثرتر از والگوس بریس گزارش کردند [۲۸]. داوینوردن[6] و همکاران بعد از بررسی آنالیز راه‌رفتن ۸۰ بیمار مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو بعد از ۶ هفته استفاده از زانوبند والگوس مرسوم، هیچ تفاوت معناداری در کاهش گشتاور اداکتوری قبل و بعد از آزمون مشاهده نکردند [۳۰]. در همین راستا هیوت[7] و همکاران با بررسی تأثیر بیومکانیکی زانوبند بر مفصل والگوس هیچ کاهش معناداری در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو قبل و بعد آزمون گزارش نکردند [۲۹].

با وجود مطالعات بسیاری که درباره گشتاور اداکتوری در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو صورت گرفته است، تا کنون مقاله‌ای به بررسی و مقایسه بازوی اهرمی و گشتاور ابداکتوری نپرداخته است. ارتوز جدید زانو در زاویه طبیعی با قابلیت تغییر طول بار، بازوی اهرمی بلندتری ایجاد کرده و با ایجاد گشتاور ابداکتوری توانسته است گشتاور اداکشن زانو را به صورت معناداری کاهش دهد. به عبارت دیگر با استفاده از این ارتوز می‌توان میزان گشتاور ابداکشن وارده از سوی ارتوز برای مقابله با گشتاور اداکشن زمین را دستخوش تغییر کرد.

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد استفاده از بریس زانو در وضعیت‌های مختلف طول بار و نیروی ابداکشن به محدودیت حرکتی زانو منجر نخواهد شد. متغیرهای زمانی و مکانی درمقایسه بین حالات مختلف ارتوزی و همچنین بدون ارتوز تفاوت معناداری نداشتند. ارتوز با بازوی اهرمی بلند، باعث کاهش معنادار گشتاور اداکتوری نسبت به حالت بدون ارتوز می‌شود. با توجه به کاهش گشتاور اداکتوری، احتمال کاهش درد و بهبود عملکرد در بیماران وجود دارد. در این مطالعه بریس با طول بار بلند به دلیل بازوی اهرمی بیشتر در کاهش گشتاور اداکتوری، نسبت به بریس با زاویه والگوس مؤثرتر عمل کرد. درواقع بریس با طول بار بلندتر به دلیل بازوی اهرمی بیشتر سبب ایجاد گشتاور ابداکتوری مؤثرتر برای مقابله با گشتاور اداکتوری وارده از سوی زمین می‌شود.

به دلیل طولانی‌بودن زمان اختصاص داده‌شده به هر مریض، امکان افزایش تعداد بیماران وجود نداشت. با افزایش تعداد بیماران و مقایسه بین متغیرهای بازوی اهرمی (طول بار) و نیرو (ابداکشن مفصل) می‌توان با اطمینان بیشتری از نتایج آزمایش دفاع کرد. آزمایش به صورت آنی ثبت شده است؛ بنابراین انجام مطالعه با بررسی تأثیر ارتوز در زمان طولانی‌تر و ثبت اطلاعات در بازه‌های زمانی مختلف، باعث آگاه‌سازی از تأثیر طولانی‌مدت بریس در افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو می‌شود. بررسی شرایط کلینیکالی بیماران مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو نیز همانند شرایط مکانیکال نیاز است. بررسی درد و کیفیت زندگی بیماران از طریق پرسش‌نامه Koos قبل و بعد استفاده از ارتوز چه در شرایط آنی و چه در زمان طولانی‌مدت موجب افزایش دانش موجود در ارتباط با وضعیت کیفیت زندگی بیماران قبل و بعد از استفاده از ارتوز می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش در مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با کد طرح پژوهشی ۳۹۶۳۱۰ انجام گرفته است. برای شرکت در پژوهش از تمام بیماران رضایت‌نامه کتبی گرفته شد و همه بیماران با آگاهی از روند اجرای مطالعه در پژوهش شرکت کردند. به بیماران اجازه داده شد هر زمان که تشخیص دهند ادامه اجرای آزمون برایشان امکان‌پذیر نیست از مطالعه خارج شوند. قبل از شروع مطالعه اجازه انجام مطالعه از کمیته تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اصفهان گرفته شد.

حامی مالی

این مطالعه از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده اول (مائده محمودی) در گروه ارتوپدی فنی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان گرفته شده است که با همکاری معاونت پژوهشی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی و با حمایت مالی این معاونت انجام شده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از بیماران شرکت‌کننده در مطالعه تشکر و قدردانی می‌کنیم.

5. Ramsey
6. Duivenvoorden
7. Hewett

References

[1] Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, et al. Osteoarthritis: New insights. Part 1: The disease and its risk factors. Annals of Internal Medicine. 2000; 133(8):635-46. [DOI:10.7326/0003-4819-133-8-200010170-00016] [PMID]

[2] Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. Bulletin of the World Health Organization. 2003; 81(9):646-56. [PMID] [PMCID]

[3] Bijlsma JW, Berenbaum F, Lafeber FP. Osteoarthritis: An update with relevance for clinical practice. The Lancet. 2011; 377(9783):2115-26. [DOI:10.1016/S0140-6736(11)60243-2]

[4] Mousavi SME. [The identification of influential factors in knee osteoarthritis and its prevalence among referals to orthopedic clinics in Tehran (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2001; 2(1):14-20. [PMID] [PMCID]

[5] Jalalvand A, Anbarian M, Ahanjan S, Hajiloo B, Seyedan T, Akbar A. [The effect of knee osteoarthritis on excursions of lower limb joints during gait (Persian)]. Physical Treatments. 2017; 6(4):233-41. [DOI:10.18869/nrip.ptj.6.4.233]

[6] Majdoleslami B, Mousavi SME, Safari MR, Rahgozar M. [Influence elastic bandage and neoprene sleeve on knee position sense and pain in subjects with knee osteoarthritis (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2003; 4(3):40-4.

[7] Fernandes L, Hagen KB, Bijlsma JW, Andreassen O, Christensen P, Conaghan PG, et al. EULAR recommendations for the non-pharmacological core management of hip and knee osteoarthritis. Annals of The Rheumatic Diseases. 2013; 72(7):1125-35. [DOI:10.1136/annrheumdis-2012-202745] [PMID]

[8] Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: What are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three month clinical outcome? Arthritis Care & Research. 2008; 59(3):408-15. [DOI:10.1002/art.23326] [PMID]

[9] Birmingham T, Kramer J, Kirkley A, Inglis J, Spaulding S, Vandervoort A. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: Effects on proprioception and postural control. Rheumatology. 2001; 40(3):285-9. [DOI:10.1093/rheumatology/40.3.285] [PMID]

[10] Baert IA, Nijs J, Meeus M, Lluch E, Struyf F. The effect of lateral wedge insoles in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Balancing biomechanics with pain neuroscience. Clinical Rheumatology. 2014; 33(11):1529-38. [DOI:10.1007/s10067-014-2668-1] [PMID]

[11] Krohn K. Footwear alterations and bracing as treatments for knee osteoarthritis. Current Opinion in Rheumatology. 2005; 17(5):653-6. [DOI:10.1097/01.bor.0000175460.75675.d3] [PMID]

[12] Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. Rheumatology. 2001; 40(3):285-9. [DOI:10.1093/rheumatology/40.3.285]

[13] Self BP, Greenwald RM, Pflaster DS. A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. Arthritis Care and Research. 2000; 13(4):191-7. [DOI:10.1002/1529-0131(200008)13:43.0.CO;2-C]

[14] Hamblen D, Simpson H. Adams's Outline of orthopaedics. London: Churchill Livingstone; 2009.

[15] Draganich L, Reider B, Rimington T, Piotrowski G, Mallik K, Nasson S. The effectiveness of self-adjustable custom and off-the-shelf bracing in the treatment of varus gonarthrosis. Journal of Bone and Joint Surgery. 2006; 88(12):2645-52. [DOI:10.2106/00004623-200612000-00012] [PMID]

[16] Butler RJ, Marchesi S, Royer T, Davis IS. The effect of a subject-specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. Journal of Orthopaedic Research. 2007; 25(9):1121-7. [DOI:10.1002/jor.20423] [PMID]

[17] Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2002; 83(7):889-93. [DOI:10.1053/apmr.2002.33225] [PMID]

[18] Bahramian H, Heydarian K. [Effects of three types of orthoses on pain in patients with knee osteoarthritis (Persian)]. Iranian Journal of Ageing. 2010; 4(4):59-65.

[19] Arazpour M, Zare Zadeh F, Ahmadi Bani M. [The effects of three types of orthoses on pain in patients with knee Osteoarthritis (Persian)]. Iranian Rehabilitation Journal. 2012; 10(2):60-5.

[20] Hochberg MC, Altman RD, April KT, Benkhalti M, Guyatt G, McGowan J, et al. American college of rheumatology 2012 recommendations for the use of nonpharmacologic and pharmacologic therapies in osteoarthritis of the hand, hip, and knee. Arthritis Care & Research. 2012; 64(4):465-74. [DOI:10.1002/acr.21596]

[21] Petersen W, Ellermann A, Zantop T, Rembitzki IV, Semsch H, Liebau C, et al. Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: A systematic review (CRD 42015026136). Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 2016; 136(5):649-56. [DOI:10.1007/s00402-015-2388-2] [PMID] [PMCID]

[22] Moyer RF, Birmingham TB, Bryant DM, Giffin JR, Marriott KA, Leitch KM. Valgus bracing for knee osteoarthritis: A meta-analysis of randomized trials. Arthritis Care & Research. 2015; 67(4):493-501. [DOI:10.1002/acr.22472] [PMID]

[23] Moyer R, Birmingham T, Bryant D, Giffin J, Marriott K, Leitch K. Biomechanical effects of valgus knee bracing: A systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis and Cartilage. 2015; 23(2):178-88. [DOI:10.1016/j.joca.2014.11.018] [PMID]

[24] Steadman JR, Briggs KK, Pomeroy SM, Wijdicks CA. Current state of unloading braces for knee osteoarthritis. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2016; 24(1):42-50. [DOI:10.1007/s00167-014-3305-x] [PMID]

[25] Feehan NL, Trexler GS, Barringer WJ. The effectiveness of offloading knee orthoses in the reduction of pain in medial compartment knee osteoarthritis: A systematic review. Journal of Prosthetics and Orthotics. 2012; 24(1):39-49. [DOI:10.1097/JPO.0b013e318240af8d]

[26] Duivenvoorden T, Brouwer RW, van Raaij TM, Verhagen AP, Verhaar JA, Bierma Zeinstra S. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. The Cochrane Library. 2015; 2005; 1(1):37-57. [DOI:10.1002/14651858.CD004020.pub3]

[27] Knopf E. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2010; 47(5):419-29. [DOI:10.1682/JRRD.2009.05.0067] [PMID]

[28] Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder Mackler L. A mechanical theory for the effectiveness of bracing for medial compartment osteoarthritis of the knee. Journal of Bone and Joint Surgery. 2007; 89(11):2398-407. [DOI:10.2106/00004623-200711000-00009] [PMID] [PMCID]

[29] Hewett TE, Noyes FR, Barber Westin SD, Hedcmann TP. Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: A prospective analysis of valgus bracing. Orthopedics. 1998; 21(2):131-8. [PMID]

[30] Duivenvoorden T, van Raaij TM, Horemans HL, Brouwer RW, Bos PK, Bierma Zeinstra SM, et al. Do laterally wedged insoles or valgus braces unload the medial compartment of the knee in patients with osteoarthritis. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2015; 473(1):265-74. [DOI:10.1007/s11999-014-3947-5] [PMID] [PMCID]

[31] Matsuno H, Kadowaki KM, Tsuji H. Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1997; 78(7):745-9. [DOI:10.1016/S0003-9993(97)90083-6]

[32] Akbari M, Saeedi H, Babaee T. The effect of lateral wedge and medial arch support on displacement of ground reaction force in pa-tients with knee Osteoarthritis. Journal of Rehabilitation. 2016; 17(1):74-83. [DOI:10.20286/jrehab-170172]

[33] Shimada S, Kobayashi S, Wada M, Uchida K, Sasaki S, Kawahara H, et al. Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2006; 87(11):1436-41. [DOI:10.1016/j.apmr.2006.08.018] [PMID]

[34] Pollo FE, Otis JC, Wickiewicz TL, Warren RF. Biomechanical analysis of valgus bracing for the osteoarthritic knee. Gait & Posture. 1994; 2(1):63. [DOI:10.1016/0966-6362(94)90081-7]

[35] Brouwer R, Van Raaij T, Verhaar J, Coene L, Bierma Zeinstra S. Brace treatment for osteoarthritis of the knee: A prospective randomized multi-centre trial. Osteoarthritis and Cartilage. 2006; 14(8):777-83. [DOI:10.1016/j.joca.2006.02.004] [PMID]

[36] Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt S. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2010; 47(5):419-30. [DOI:10.1682/JRRD.2009.05.0067] [PMID]

[37] Brouwer RW, Jakma TS, Verhagen AP, Verhaar JA, Bierma Zeinstra SM. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2005; 1(1):37-57.

[38] Gaasbeek RD, Groen BE, Hampsink B, Van Heerwaarden RJ, Duysens J. Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee: A gait analysis study of a new brace. Gait & Posture. 2007; 26(1):3-10. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.07.007] [PMID]

[39] Pagani CHF, Potthast W, Brüggemann GP. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. Clinical Biomechanics. 2010; 25(1):70-6. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.010] [PMID]

[40] Rubin R, Menz HB. Use of laterally wedged custom foot orthoses to reduce pain associated with medial knee osteoarthritis: A preliminary investigation. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2005; 95(4):347-52. [DOI:10.7547/0950347] [PMID]

[41] Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL. Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. The American Journal of Sports Medicine. 2002; 30(3):414-21. [DOI:10.1177/03635465020300031801] [PMID]

[42] Draper E, Cable J, Sanchez Ballester J, Hunt N, Robinson J, Strachan R. Improvement in function after valgus bracing of the knee. Bone & Joint Journal. 2000; 82(7):1001-5. [DOI:10.1302/0301-620X.82B7.0821001]

[43] Pagani CH, Bohle C, Potthast W, Bruggemann GP. Short-term effects of a dedicated knee orthosis on knee adduction moment, pain, and function in patients with osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2010; 91(12):1936-41. [DOI:10.1016/j.apmr.2010.09.003] [PMID]

[44] Richards J, Sanchez Ballester J, Jones R, Darke N, Livingstone B. A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. Bone & Joint Journal. 2005; 87(7):937-9. [DOI:10.1302/0301-620X.87B7.16005]

[45] Dessery Y, Belzile EL, Turmel S, Corbeil P. Comparison of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis. The Knee. 2014; 21(6):1107-14. [DOI:10.1016/j.knee.2014.07.024] [PMID]

[46] Gyory AN, Chao EY, Stauffer RN. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1976; 57(12):571-7. [PMID]

[47] Thorp LE, Sumner DR, Wimmer MA, Block JA. Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis. Arthritis Care & Research. 2007; 57(7):1254-60. [DOI:10.1002/art.22991] [PMID]

[48] Gök H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. Acta Orthopaedica Scandinavica. 2002; 73(6):647-52. [DOI:10.3109/17453670209178029] [PMID]

[49] Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: Reduced walking speed. Arthritis & Rheumatology. 2004; 50(4):1172-8. [DOI:10.1002/art.20132] [PMID]

[50] Laroche D, Morisset C, Fortunet C, Gremeaux V, Maillefert JF, Ornetti P. Biomechanical effectiveness of a distraction-rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: Preliminary Results. The Knee. 2014; 21(3):710-6. [DOI:10.1016/j.knee.2014.02.015] [PMID]

[51] Esrafilian A, Karimi MT, Eshraghi A. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis. Advances in Orthopedics. 2012; 34(2012):96-100.

This Page Intentionally Left Blank