

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۹، شماره ۱، پاییز ۱۳۹۷

## ترکیب استفاده همزمان از بریس زانو و گوه خارجی بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو



الهام سرخه<sup>۱</sup>، امیر علی جعفرنژاد گرو<sup>۲\*</sup>

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۶/۵

تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۳/۲۲

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۲/۹

### چکیده

**زمینه و هدف:** هدف از این مطالعه بررسی اثرات استفاده از بریس زانو و گوه خارجی به صورت ترکیبی و جدا بر روی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در بیماران استئوآرتریت زانو است.

مواد و روش ها: ۲۴ مرد (سن:  $2/0 \pm 62/1$  سال) با پای پرانتری و دارای استئوآرتریت زانو در قسمت داخلی، در این مطالعه شرکت کردند. افراد در چهار شرایط با سرعت ترجیحی خود راه رفتند: (۱) بدون تداخل (کنترل)؛ (۲) استفاده از گوه خارجی، (۳) با استفاده از بریس زانو، و (۴) با استفاده از هر دو گوه خارجی + بریس زانو. طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در شرایط مختلف طی راه رفتن محاسبه شد.

**یافته‌ها:** فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی نسبت به راه رفتن بدون تداخل در هر دو پا کمتر بود. همچنین این شاخص در راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی + بریس کمتر از راه رفتن بدون تداخل در هر دو پا بود.

**نتیجه‌گیری:** نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده همزمان از گوه خارجی + بریس والگوسی زانو در مقایسه با استفاده مجزا از این دو تداخل در کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن موثرتر می‌باشد.

**واژه‌های کلیدی:** نیروی عکس‌العمل زمین، طیف فرکانس، بریس زانو، گوه خارجی پا

### مقدمه

با وجود پیشرفت بهداشت و کنترل بیماری‌ها مرگ و میر در سن پایین کاهش یافته، و طول عمر افزایش پیدا کرده است<sup>(۱)</sup>. شمار جمعیت سالمند در کشورهای توسعه یافته افزایش یافته است. در کشور ایران حدود ۷

درصد از جمعیت را قشر سالمند تشکیل می‌دهد<sup>(۲)</sup>. طبق پیش‌بینی‌های انجام شده طی بیست سال آینده ایران دارای یک جمعیت با اکثریت سالمند خواهد بود<sup>(۳)</sup>. از مشکلات شایع جسمانی در جمعیت سالمند که از عواقب برخی بیماری‌ها یا عوارض افزایش سن رخ می‌دهد،

**نویسنده مسئول:** مسئول: امیر علی جعفرنژاد گرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران  
پست الکترونیک: amiralijafarnezgadi@gmail.com

می‌تواند بار قسمت داخلی زانو و هم انقباض عضلانی را کاهش دهند<sup>(۱۷)</sup>. متغیرهای کینتیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین و طیف فرکانس بیان‌کننده تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری‌ها و تغییرات اندام تحتانی می‌باشند. که از میان پارامترهای راه رفتن، متغیرهای کینتیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند<sup>(۲۳، ۲۴)</sup>.

یک وسیله برای ارزیابی تغییرات مکانیکی در گام‌برداری اندام تحتانی، تجزیه و تحلیل طیف فرکانس یا تحلیل هارمونیک می‌باشد که توانایی بررسی کل سیکل حرکات انتقالی و نه تنها نقاط گسسته ویژه مانند اوج یا حداقل مقدار زاویه مفصل یا نیرو طی سیکل حرکات انتقالی را فراهم می‌کند<sup>(۲۴)</sup>. در آنالیز راه رفتن، یک سیگنال از مجموع نوسانات متعدد حرکتی تشکیل می‌شود که در نتیجه منجر به حرکت مورد نظر می‌شود. سیگنال‌هایی که می‌توانند از یک الگوی حرکت انتقالی آنالیز شوند شامل الگوهای حرکت زاویه‌ای مفصل مچ پا، زانو و ران و یا نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکا می‌باشند<sup>(۲۵-۲۷)</sup>.

از آنجایی که هر مولفه آناتومیک فرکانس مخصوص به خود را دارد<sup>(۲۸)</sup>. در نتیجه بسیاری از ویژگی‌ها می‌توانند از نیروی عکس‌العمل زمین بدست آورد تا تفاوت الگوهای حرکتی افراد سالم و دارای ناهنجاری را تشخیص داد. تحقیقات گذشته نشان داده‌اند که نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی و عمودی در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو افزایش می‌یابد<sup>(۲۹)</sup>. علاوه بر این، میزان بارگذاری عمودی بالا در مدت زمان کوتاه پس از تماس اولیه ممکن است به توسعه و پیشرفت استئوآرتروز زانو کمک کند<sup>(۳۰)</sup>. بنابراین، بررسی تأثیر بریس زانو و گوه خارجی پا در طیف فرکانس، توصیف اثربخشی این ابزار در تغییر مکانیکی راه رفتن بیماران مبتلا به استئوآرتروز است. مویر و همکاران استفاده همزمان گوه خارجی و بریس زانو را به‌عنوان درمان جایگزین استئوآرتروز پیشنهاد کرده‌اند<sup>(۱۲)</sup>. نویسندگان دریافتند که این ترکیب منجر به کاهش بیشتر در گشتاور آداکشن زانو طی راه رفتن در مقایسه با استفاده از تنها بریس زانو یا کفی خارجی

استئوآرتروز زانو است<sup>(۳، ۴)</sup>. استئوآرتروز زانو یکی از دلایل اصلی ناتوانی با هزینه‌های قابل توجه شخصی و اقتصادی می‌باشد<sup>(۵)</sup>. این آسیب حدود ۱۰ درصد از افراد بالای ۵۵ سال را تحت تأثیر قرار می‌دهد<sup>(۶)</sup> که باعث درد، کاهش تحرک و سخت شدن زندگی می‌شود.

افراد سالم، بدون آسیب و بیماری مفصلی بار بیشتری را در قسمت داخلی زانو تجربه می‌کنند<sup>(۷)</sup>. که طی فرایند راه رفتن، ۶۰ تا ۸۰ درصد نیروهای برخوردی از طریق قسمت داخلی زانو منتقل می‌شوند<sup>(۸)</sup>. این عدم تعادل در انتقال نیروها موجب افزایش ۱۰ درصدی گرایش به استئوآرتروز می‌شود، که قسمت داخلی را بیشتر از قسمت خارجی زانو تحت تأثیر قرار می‌دهد<sup>(۹)</sup>. با استفاده از تجزیه و تحلیل راه رفتن سه بعدی، گشتاور آداکشن خارجی زانو طی راه رفتن بارگیری نامتقارن مفصل تیوبفورال را نشان داد<sup>(۱۰)</sup>. عدم توازن بزرگی نیروها در توزیع بار در زانو افراد مبتلا به ژنوواروم نیز وجود دارد<sup>(۱۱)</sup>، بنابراین این وضعیت یک ریسک فاکتور مهم برای استئوآرتروز زانو در قسمت داخلی می‌باشد<sup>(۱۲)</sup>. بنابراین لازم است روش‌های نوینی برای کاهش درد و بهبود عملکرد بیماران مبتلا به استئوآرتروز کشف شود. درمان غیرتهاجمی با حداقل عوارض جانبی به‌عنوان مداخله اولیه برای افراد مبتلا به استئوآرتروز زانو توصیه می‌شود<sup>(۱۳)</sup>. با این حال، مکانیسم و اثرات آن‌ها مشخص نیست<sup>(۱۴)</sup>، و کاربرد بالینی آن‌ها بسیار متغیر است<sup>(۱۵)</sup>. مطالعات قبلی نشان می‌دهد ارتزها اثرات کوچک تا متوسطی را بر روی بیومکانیک راه رفتن ایجاد می‌کنند<sup>(۱۶، ۱۷، ۱۸)</sup>. اگرچه ارتزهای زانو و پا ممکن است اثرات ترکیبی، افزونی ایجاد کنند، ما مطالعات بسیار کمی از استفاده ترکیبی از این مداخلات را مورد بررسی قرار داده‌اند، آگاهی<sup>(۱۷-۱۹)</sup>. ارتز پا و بریس زانو نمونه‌های رایج از مداخلات می‌باشند که هر دو برس زانو و گوه خارجی می‌توانند گشتاور آداکشن زانو ایجاد شده طی راه رفتن را کاهش دهند<sup>(۲۰)</sup>. با این حال، این مداخلات تنها راه بهبود محدودی در درد و عملکرد ایجاد می‌کنند<sup>(۲۱)</sup>. شواهد اخیر نشان می‌دهد که بریس

با استفاده از تسمه‌هایی زاویه‌ها را بین ۴ و ۷ درجه تنظیم می‌کرد. بریس طی راه رفتن فلکشن-اکستنشن زانو را محدود نمی‌نمود (شکل ۱ الف).

### گوه خارجی

بیماران از گوه خارجی سفارشی ساخته شده از Lunalastik (NORA-Freudenberg GmbH, Weinheim, Germany) استفاده کرد (شکل ۱ ب). در ابتدا، متخصص ارتوپدی ۵ نوع از ارتزهای پیش ساخته (۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ میلیمتر ارتفاع خارجی) را برای هر بیمار طی راه رفتن مورد استفاده قرار دادند، سپس هر بیمار ارتزی که با آن راحت‌تر بود انتخاب نمود. همه بیماران طی راه رفتن کفش‌های همسانی را پوشیدند (4E/T5P0N.9099, 5) Asics, Japan (GELVenture (شکل ۱ ج).



شکل ۱. الف: بریس والگوسی زانو، ب: گوه خارجی پا، ج: کفش کنترل

### تجزیه و تحلیل راه رفتن

دو صفحه نیروکیستلر (KistlerAG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی (Z)، جهت داخلی-خارجی (X) و جهت قدامی-خلفی (Y) طی فاز اتکا راه رفتن (نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز) استفاده شد. در یک جلسه، چهار حالت مختلف راه رفتن مورد آزمایش قرار گرفتند: ۱) کنترل (بدون

می‌شود<sup>(۱۳)</sup>). جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۱۸) بیان نمودند که استفاده همزمان از گوه خارجی و بریس زانو سبب کاهش اوج اولیه نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، داخلی-خارجی، و قدامی-خلفی می‌شود به علاوه استفاده از این ابزارها اوج گشتاور آداکتوری خارجی زانو را کاهش می‌دهد اما بر گشتاور خارجی فلکسوری زانو اثرگذار نیست<sup>(۳۱)</sup>. بنابراین هدف از این مطالعه تعیین اثرات استفاده از بریس زانو و گوه خارجی پا به‌طور جدا و ترکیب آن‌ها بر روی کینتیک حرکتی بیماران استئوآرتریت است. فرض ما بر این است که ترکیب بریس زانو و گوه خارجی موجب کاهش بیشتر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با استفاده تنها از بریس زانو یا گوه خارجی در همه محورهای طی راه رفتن می‌شود.

### روش مطالعه

۲۴ بیمار سالمند مرد (سن: ۶۲/۱±۲/۰؛ وزن: ۷۱/۶±۶/۲ کیلوگرم؛ قد: ۱۶۹/۴±۸/۶ سانتی‌متر) با پای پیرانتری دارای استئوآرتریت داخلی زانو در هر دو اندام تحتانی در این مطالعه شرکت کردند. شدت استئوآرتریت زانو در قسمت داخلی زانو با معیارهای بالینی کالج آمریکایی روماتولوژی تایید شد. غالب بودن اندام تحتانی توسط "آزمون شوت زدن توپ" تعیین شد (۳۲). معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: ۱) زاویه  $Q < 6$  درجه و فاصله بین دو اپیکوندیلی داخلی زانو بین ۶ تا ۱۰ سانتی‌متر در حالت ایستاده؛ ۲) درد در ناحیه داخلی مفصل درشت نی-رانی. بیماران قبل از مشارکت، رضایت‌نامه آگاهانه را امضا کردند. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد پ/۱۵/۳۲/۹/۱۴۶۵ مورد تایید قرار گرفت و بر طبق اصول اخلاق در پژوهش‌های انسانی بیانیه هلسینکی مورد اجرا قرار گرفت.

### بریس زانو

بیماران از یک بریس با سیستم فشار نقطه‌ای در سمت داخلی برای تولید گشتاور والگوس استفاده کردند. بریس

با توان ۹۹/۵ درصد (F٪۹۹/۵) بود که نشان‌دهنده فرکانس می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می‌باشد یا به عبارت دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد و فرمول محاسبه آن طبق (رابطه ۲) می‌باشد. شاخص دوم میانه فرکانس (F<sub>MED</sub>) است که در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی در پایین آن قرار دارند (رابطه ۳). شاخص سوم پهنای باند فرکانس (F<sub>BAND</sub>) است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد (رابطه ۴)<sup>(۳۹)</sup>.  
(رابطه ۲) p = توان محاسبه شده، f<sub>max</sub> = حداکثر فرکانس سیگنال

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (F٪۹۹/۵) بود که نشان‌دهنده فرکانس می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می‌باشد یا به عبارت دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد.  
(رابطه ۳) f<sub>max</sub> = حداکثر فرکانس سیگنال، f<sub>med</sub> = میانه فرکانس سیگنال

$$\int_0^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)df$$

میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل می‌تواند به‌طور متوسط نشان‌دهنده عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی باشد<sup>(۳۹)</sup>.

(رابطه ۴) f<sub>max</sub> = حداکثر فرکانس سیگنال، f<sub>min</sub> = حداقل فرکانس سیگنال، f<sub>band</sub> = پهنای باند سیگنال، p<sub>max</sub> = حداکثر توان سیگنال

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p \geq 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

این شاخص میزان نیاز به فراخوان واحدهای حرکتی را در عضلات نشان دهد<sup>(۳۹)</sup>.  
شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر

تداخل)، (۲) گوه خارجی، (۳) بریس زانو، و (۴) استفاده همزمان گوه خارجی و بریس زانو. شرایط آزمایش برای هر شرکت‌کننده تصادفی انجام گرفت. برای هر شرایط، از بیماران خواسته شد از یک مسیر ۱۸ متری که دو فورس‌پلیت در کف جاسازی شده، با سرعت ترجیحی خود راه بروند. بین هر شرایط ۲ دقیقه استراحت داده می‌شد. بیماران پس از هر شرایط یک مقیاس درد بصری آنالوگ را پر کردند. شرایط اجرای یک کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه‌نیرو بود. اگر صفحه‌نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد کوشش راه رفتن تکرار می‌گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به‌عنوان فاصله تماس پاشنه‌ی پا با زمین (شروع Fz > 10N تا بلند شدن پنجه (Fz < 10N)<sup>(۳۴,۳۳)</sup> تعیین گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از یک فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد<sup>(۳۵)</sup>.

پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی-خلفی، و داخلی-خارجی در تابع زمان آن را از طریق تبدیل فوریر یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۳ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل کردیم<sup>(۳۶)</sup>.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت ضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود مجموع n هارمونیک برابر است با:  
(رابطه ۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t - \theta_n)$$

An = دامنه  
n = ضریب هارمونیک  
0 = فرکانس پایه  
nθ = زاویه فازی

بعد از بدست آوردن فرکانس سیگنال، ۴ شاخص فرکانس جهت تحلیل محاسبه شد<sup>(۳۸,۳۷)</sup>، شاخص اول شامل فرکانس

۹۹/۵٪ در راستای عمودی پای غالب هنگام استفاده از گوه خارجی نسبت به استفاده از بريس حدود ۴۸ درصد کمتر ( $P=0/000$ ؛ اندازه اثر بالا) و نسبت به راه رفتن بدون تداخل حدود ۵۴ درصد کمتر از ( $P=0/000$ ؛ اندازه اثر بالا) است. همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵٪ راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی + بريس حدود ۵۲ درصد کمتر از استفاده بريس ( $P=0/000$ ؛ اندازه اثر بالا) و حدود ۵۷ درصد کمتر از راه رفتن بدون تداخل ( $P=0/000$ ؛ اندازه اثر بالا) است. تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی پای غالب هنگام استفاده از بريس حدود ۱۸ درصد بیشتر از گوه خارجی ( $P=0/016$ ؛ اندازه اثر متوسط) و حدود ۲۳ بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی + بريس ( $P=0/015$ ؛ اندازه اثر کم) است. همچنین این شاخص هنگام راه رفتن بدون تداخل حدود ۱۹ درصد بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی + بريس ( $P=0/043$ ؛ اندازه اثر متوسط) است. یافته‌ها نشان داد که هنگام استفاده از بريس حدود ۳۳ درصد تعداد هارمونی ضروری بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی ( $P=0/011$ ؛ اندازه اثر بالا) در راستای قدامی-خلفی مربوط پای غالب است (جدول ۱).

راستا بود. تعداد هارمونیك ضروري ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیك‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیك در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد<sup>(۴۰)</sup>.  
(رابطه ۵)

$$\sum_{n=1}^{n_f} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{n_f} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

### تحليل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپيرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه شرایط، از آزمون آماری ANOVA با اندازه‌های تکراری استفاده شد. از آزمون تعقیبی Bonferroni، برای مشخص نمودن اختلاف بین شرایط مختلف استفاده شد. سطح معناداری  $p > 0/05$  تعیین شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد<sup>(۴۱)</sup>:

$$D = (\text{Mean}_1 - \text{Mean}_2) / \left( \frac{SD_1 + SD_2}{2} \right)$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و ۰/۸، تغییرات بزرگ می‌باشد. عملیات آماری در محیط نرم افزار SPSS-۲۱ انجام شد.

### نتایج

اختلاف معناداری بین سرعت راه رفتن در چهار حالت استفاده از گوه خارجی، بريس، گوه خارجی + بريس، و راه رفتن بدون تداخل وجود نداشت ( $P > 0/05$ ).

جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستا (عمودی، قدامی-خلفی، داخلی-خارجی) بین چهار حالت استفاده از گوه خارجی، بريس، گوه خارجی + بريس، و راه رفتن بدون تداخل در پای غالب را نشان می‌دهد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که فرکانس با توان

**جدول ۱:** مقایسه‌ی محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بین چهار حالت استفاده از گوه خارجی، بریس، گوه خارجی - بریس، و بدون تداخل (پای غالب)

راستا	متغیر	گوه خارجی	بریس	گوه خارجی + بریس	بدون تداخل
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	۰°۵/۴۵۸±۱/۱۴۱	*۰°۸/۱۲۵±۱/۸۷۲	*۰°۵/۳۳۳±۰/۹۶۳	*۰°۸/۴۱۱±۲/۵۱۹
	میانۀ فرکانس	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰
	پهنای باند	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰
	تعداد هارمونی ضروری	*۹/۹۱۶±۲/۱۶۵	*۰°۱۱/۷۵۰±۲/۴۳۶	*۰°۹/۵۴۱±۲/۵۸۷	*۰°۱۱/۴۱۶±۲/۸۷۲
قدامی - خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	۹/۶۲۵±۱/۸۳۷	۱۱/۴۱۶±۳/۶۲۲	۱۰/۸۳۳±۳/۴۲۲	۱۰/۵۴۱±۳/۱۴۸
	میانۀ فرکانس	۱/۲۰۸±۰/۴۱۴	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۸۳±۰/۲۸۲	۱/۳۳۳±۰/۴۸۱
	پهنای باند	۱/۱۲۵±۰/۳۳۷	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰
	تعداد هارمونی ضروری	*۱۰/۲۹۱±۳/۶۴۱	*۱۳/۷۵۰±۳/۶۶۲	۱۳/۵۴۱±۳/۸۷۸	۱۲/۶۲۵±۴/۳۱۱
داخلی - خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	۱۲/۶۲۵±۲/۸۵۶	۱۱/۴۵۸±۳/۳۶۱	۱۱/۲۹۱±۱/۸۹۹	۱۱/۳۳۳±۲/۹۵۸
	میانۀ فرکانس	۱/۹۵۸±۰/۲۰۴	۳/۷۹۱±۵/۶۱۸	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۴۱±۰/۳۵۸
	پهنای باند	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۱۲۵±۰/۳۳۷	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۸۳±۰/۲۸۲
	تعداد هارمونی ضروری	۱۱/۶۲۵±۳/۷۶۲	۱۰/۷۹۱±۴/۰۷۵	۱۰/۸۷۵±۳/۷۵۶	۱۳/۲۹۱±۴/۵۲۵

● معناداری بریس و گوه خارجی + بریس

\* معناداری بین بریس و گوه خارجی

○ معناداری بدون تداخل و گوه خارجی

◆ معناداری بدون تداخل و گوه خارجی + بریس

خارجی نسبت به استفاده از بریس حدود ۲۰ درصد کمتر است ( $P=۰/۰۱۱$ ؛ اندازه اثر متوسط)، هنگام استفاده از گوه خارجی + بریس حدود ۳۰ درصد کمتر از استفاده بریس ( $P=۰/۰۲۳$ ؛ اندازه اثر بالا) است. تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی پای غیرغالب هنگام استفاده از بریس حدود ۳۲ درصد بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی + بریس ( $P=۰/۰۴۳$ ؛ اندازه اثر متوسط) است. همچنین این شاخص هنگام راه رفتن بدون تداخل حدود ۲۹ درصد بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی + بریس ( $P=۰/۰۳۱$ ؛ اندازه اثر متوسط) در راستای قدامی - خلفی پای غیرغالب است (جدول ۲).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی پای غیرغالب هنگام استفاده از گوه خارجی نسبت به استفاده از بریس حدود ۳۷ درصد کمتر ( $P=۰/۰۰۰$ ؛ اندازه اثر بالا) و همچنین حدود ۵۹ درصد کمتر از راه رفتن بدون تداخل ( $P=۰/۰۰۰$ ؛ اندازه اثر بالا) است. همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی پای غیرغالب هنگام استفاده از گوه خارجی + بریس حدود ۴۵ درصد کمتر از استفاده بریس ( $P=۰/۰۰۰$ ؛ اندازه اثر بالا) و حدود ۶۸ درصد کمتر از راه رفتن بدون تداخل ( $P=۰/۰۰۰$ ؛ اندازه اثر بالا) است. فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای قدامی - خلفی پای غیرغالب در هنگام استفاده از گوه

**جدول ۲:** مقایسه‌ی محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بین چهار حالت استفاده از گوه خارجی، بريس، گوه خارجی - بريس، بدون تداخل (پای غیر غالب)

راستا	متغیر	گوه خارجی	بریس	گوه خارجی - بريس	بدون تداخل
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	°۵/۳۷۵±۱/۰۵۵	*°۷/۴۱۶±۱/۷۹۱	*°۵/۰۸۳±۱/۳۱۶	*°۸/۵۸۳±۱/۶۹۱
	میانۀ فرکانس	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰
	پهنای باند	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰
	تعداد هارمونی ضروری	۱۰/۳۷۵±۲/۶۶۷	۹/۹۵۸±۲/۸۵۱	۹/۴۵۸±۲/۸۸۸	۱۰/۸۳۳±۲/۴۰۷
قدامی - خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	*°۱۰/۰۴۱±۲/۳۴۹	*°۱۲/۰۸۳±۳/۵۲۵	*°۹/۲۵۰±۲/۳۰۷	۱۲/۰۸۳±۳/۷۴۰
	میانۀ فرکانس	۱/۱۲۵±۰/۳۳۷	۱/۰۴۱±۰/۲۰۴	۱/۲۵۰±۰/۵۳۱	۱/۱۶۶±۰/۶۳۷
	پهنای باند	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۴۱±۰/۲۰۴
	تعداد هارمونی ضروری	۱۳/۰۸۳±۴/۶۲۴	*°۱۴/۴۵۸±۴/۸۷۲	*°۱۰/۹۱۶±۴/۰۸۵	*°۱۴/۰۸۳±۴/۰۴۲
داخلی - خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	۱۰/۴۱۶±۱/۹۳۱	۱۱/۳۷۵±۳/۱۳۲	۱۱/۰۸۳±۱/۶۳۹	۱۲/۲۹۱±۲/۴۷۵
	میانۀ فرکانس	۲/۰۴۱±۰/۲۰۴	۲/۰۸۳±۰/۲۸۲	۲/۰۰۰±۰/۰۰۰	۲/۰۴۱±۰/۲۰۴
	پهنای باند	۱/۰۴۱±۰/۲۰۴	۱/۰۸۳±۰/۲۸۲	۱/۰۰۰±۰/۰۰۰	۱/۰۴۱±۰/۲۰۴
	تعداد هارمونی ضروری	۱۰/۸۲۶±۴/۴۱۷	۱۳/۰۸۷±۳/۳۲۹	۱۰/۴۳۴±۳/۰۱۲	۱۲/۴۷۸±۳/۹۶۴

\* معناداری بريس و گوه خارجي

● معناداری بريس و گوه خارجي + بريس

◆ معناداری بدون تداخل و گوه خارجي + بريس

○ معناداری بدون تداخل و گوه خارجي

### بحث

استفاده قرار می‌گرفت، هر چند شبیه به وضعیت گوه خارجی پا بود، با تغییرات جزئی در مکانیسم راه رفتن طیف فرکانس به حداقل رسید. فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی نسبت به راه رفتن بدون تداخل در هر دو پا کمتر بود. گزارش شده است که گوه خارجی به‌طور معناداری گشتاور آداکشن زانو را در افراد مبتلا به عارضه استئوآرتریت زانو کاهش می‌دهد<sup>(۴۲،۴۳)</sup>. بنابراین مکانیسم این مداخلات موجب کاهش نیروی - عکس‌العمل در صفحه فرونتال می‌شود<sup>(۴۴)</sup>. در مطالعات قبل نشان داده شده است که استفاده از گوه خارجی مکانیسم مکانیکی

هدف از این مطالعه تعیین اثرات استفاده از بريس زانو و گوه خارجی پا به‌طور جدا و ترکیب آن‌ها بر روی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در بیماران دارای استئوآرتریت زانو بود. یافته‌های پژوهش حاضر موافق با فرض ما می‌باشد که اثرات بیومکانیکی استفاده ترکیبی از بريس زانو و گوه خارجی پا موثرتر از استفاده به صورت جداگانه از بريس زانو و گوه خارجی پا یا هیچ مداخله‌ای می‌باشد. به‌طور ویژه‌ای، تغییر در مولفه‌های طیف فرکانس طی راه رفتن، هنگامی که از هر دو بريس زانو و گوه خارجی پا به‌طور ترکیبی مورد

در جمعیت‌های سالم نشان نداده‌اند<sup>(۵۱، ۵۲)</sup>. تغییرات در گشتاور آداکشن زانو ممکن است به دلیل تغییرات در مقدار نیروی عکس‌العمل، فاصله بازوی اهرمی بین بردار نیروی عکس‌العمل و مرکز مفصل زانو یا هر دو باشد<sup>(۵۳)</sup>. به طور تئوری، گوه‌های جذب شوک تاثیر کمی بر مقدار نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز اتکا در مقایسه با دیگر عوامل مانند جرم بدن یا سرعت راه‌رفتن نشان می‌دهند<sup>(۵۴)</sup>. یافته‌های پژوهش حاضر کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در نتیجه استفاده از گوه خارجی را تایید نمود.

یافته‌ها نشان داد که استفاده از بریس والگوسی زانو هیچ‌گونه اثر معناداری را بر متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون تداخل دارا نمی‌باشد. چندین درمان غیرتهاجمی، از قبیل بریس زانو، با هدف تغییر بیومکانیک پاها برای کاهش بارگذاری بخش داخلی زانو طراحی شده‌اند. با توجه به انواع مختلف بریس زانو، یک نوع از بریس زانو با مکانیسم نیروی خمشی سه نقطه مشخص شده است که گشتاور آداکشن زانو را حدود ۱۰ درصد کاهش می‌دهد<sup>(۵۵، ۵۶)</sup>. این نوع از بریس با کاهش زاویه آداکشن زانو کار می‌کند که فاصله بین مرکز فشار و مرکز چرخش مفصل زانو را کاهش می‌دهد و بنابراین بازوی اهرمی بین مرکز چرخش و نیروی عکس‌العمل زمین عمودی کاهش می‌یابد<sup>(۵۶، ۲۰، ۱۶)</sup>. از لحاظ تئوری، منحرف کردن مفصل داخلی زانو زمانی که پای با زمین ارتباط دارد، می‌تواند نیروی برخوردی مفصل را کاهش دهد، در حالی که چرخش خارجی اجازه می‌دهد تا راه رفتن بیشتر با پنجه پا انجام گیرد<sup>(۵۷)</sup>. بنابراین کاهش بارگذاری مفصل زانو با بریس زانو ممکن است به دلیل افزایش عرض گام و کاهش بردار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین باشد<sup>(۵۸)</sup>. این چرخش خارجی پا می‌تواند وزن را در قسمت داخلی پا ایجاد کند و بنابراین گشتاور آداکشن زانو را کاهش دهد<sup>(۵۸)</sup>. مکانیسم‌های دیگر، از قبیل بهبود حس عمق و افزایش واحد حرکتی، می‌تواند این نتایج

معتبری برای کاهش بار زانو محسوب می‌شود<sup>(۴۴)</sup>. این موضوع در جمعیت بیمار مهم می‌باشد که در آن کاهش بار یک اولویت مهم برای کاهش خطر پیشرفت بیماری طی زمان است<sup>(۴۵)</sup>. همانند یافته‌های پژوهش‌های ما نویسندگان اثرات گوناگونی، گاهی اوقات معکوس با گوه خارجی در میان گروه بیماران مبتلا به استئوآرتریت نشان داده‌اند، که نشان می‌دهد خصوصیات فرد بیمار می‌تواند بر گوه خارجی موثر باشد. این تغییرات خاص در پاسخ به گوه خارجی به نظر می‌رسد منحصر به فرد برای افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو باشد. آزمایشات در گروه‌های سالم نشان داده است که تمام افراد سالم، تغییرات جانبی را در مرکز فشار و کاهش گشتاور آداکشن زانو با استفاده از گوه خارجی نشان می‌دهند<sup>(۴۶، ۴۷)</sup>. مطالعات نشان می‌دهد که گوه‌های جذب‌کننده شوک می‌توانند پس از یک ماه استفاده، بهبود قابل توجهی در درد مفصل زانو و عملکرد فیزیکی ایجاد کنند<sup>(۴۸)</sup>. با این حال، نقش بیومکانیک در بهبود اقدامات بالینی براساس اطلاعات ما مشخص نیست. قبل از این مطالعه، هیچ مطالعات بالینی منتشر نشده است که اثرات جذب شوک را بر پیامدهای بیومکانیک و بالینی در جمعیت استئوآرتریت زانو بررسی کرده باشد. با این حال، گوه‌های جذب‌کننده شوک در جمعیت ورزشی سالم و همچنین در سربازان با نتایج متفاوتی مورد مطالعه قرار گرفته‌اند<sup>(۴۹، ۵۰)</sup>. اولری و همکاران نشان دادند که گوه‌های جذب‌کننده شوک موجب کاهش اوج نیروی عکس‌العمل عمودی و نرخ بارگذاری ضربه همچنین اوج شتاب تیپیا در تماس اولیه در دنده‌های تفریحی می‌شوند<sup>(۴۹)</sup>. در مطالعه دیگری، ویندل و همکاران طی دویدن و رژه، دریافتند که تمام چهار گوه به کار برده شده در چکمه‌های سربازان باعث کاهش اوج ایمپالس تولید شده در هنگام برخورد پاشنه و بارگذاری فوروت در مقایسه با شرایط غیر گوه می‌شود<sup>(۵۰)</sup>. برخی پژوهش‌ها هیچ کاهش عمودی نیرو و حداکثر نرخ بارگذاری را با استفاده از گوه‌های جذب‌کننده شوک

<sup>۶۳</sup> نتایج نشان داده است که استفاده ترکیبی از بریس زانو و گوه خارجی باعث ایجاد کاهش در اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در تمام صفحات حرکتی و همچنین در گشتاور آداکشنی زانو طی فاز اتکا می‌شود<sup>(۳۱)</sup>. همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵٪ راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی+ بریس کمتر از استفاده بریس بود. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره نمود. در پژوهش حاضر تنها طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین مورد بررسی قرار گرفت در حالی که استفاده همزمان از گوه خارجی و بریس زانو ممکن است بر فعال شدن عضلات و سایر متغیرهای بیومکانیکی مانند گشتاورهای مفصلی داخلی و قدرت تاثیر بگذارد. با این حال، این متغیرها در مطالعه حاضر مورد بررسی قرار نگرفتند و همچنین شرکت‌کنندگان در این مطالعه تنها بیماران مبتلا به استئوآرتریت مرد بودند، بدین ترتیب نمی‌تواند نتایج به دست آمده را به جمعیت زنان با استئوآرتریت زانو و ژنوواروم تحمیل کرد.

#### نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده همزمان از گوه خارجی+ بریس والگوسی زانو در مقایسه با استفاده مجزا از این دو تداخل در کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن موثرتر می‌باشد. همچنین استفاده از گوه خارجی در مقایسه استفاده از بریس در کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در بیماران دارای استئوآرتریت زانو موثر است.

#### تشکر و قدردانی

بدینوسیله از تمامی سالمندانی که صمیمانه ما را در انجام این مطالعه یاری کردند، و مسئولان محترم که در اجرای پژوهش ما را کمک نمودند، صمیمانه تشکر می‌نماییم.

را نیز توضیح دهد<sup>(۵۹)</sup>. در نتیجه، بریس در بیماران دارای عارضه استئوآرتریت زانو، تسکین درد و بهبود عملکرد را طی راه رفتن بهبود می‌بخشد<sup>(۵۸)</sup>. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از بریس والگوسی زانو هیچ‌گونه اثر معناداری را بر متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون تداخل در افراد دارای استئوآرتریت زانو دارا نمی‌باشد. فرکانس با توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی+ بریس کمتر از راه رفتن بدون تداخل در هر دو پا بود. همچنین تعداد هارمونی ضروری هنگام راه رفتن بدون تداخل بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی+ بریس در راستای عمودی پای غالب بود. همچنین این شاخص هنگام راه رفتن بدون تداخل بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی+ بریس در راستای قدامی- خلفی پای غیرغالب بود. در تجزیه و تحلیل داده‌های راه رفتن، داده‌های کینماتیکی و کینتکی نشان دادند که افراد با درجه‌های مختلف استئوآرتریت زانو با استفاده از ترکیبی گوه خارجی و بریس زانو باعث افزایش ثبات پویا و کاهش درد عملکردی می‌شوند<sup>(۶۰)</sup>. همچنین توانایی کنترل پاسچر را در وظایف نشستن و ایستادن بهبود می‌بخشد<sup>(۶۰)</sup>. هر دوی گوه خارجی و بریس زانو و یا ترکیب آن‌ها اثر خود را در تسکین درد نشان داد، در حالی که گروه با عارضه استئوآرتریت شدیدتر بهبود قابل ملاحظه‌ای به‌خصوص در استفاده ترکیبی گوه خارجی و بریس زانو نشان داد است<sup>(۶۰)</sup>. از سوی دیگر، افزایش عرض گام ممکن است بر میزان اوج گشتاور آداکشن یا اوج فاز شتابگیری تاثیر بگذارد؛ چرا که مسیر راه وسیع ممکن است منجر به تغییر در گشتاور در مفصل زانو از طریق جابجایی خارجی مرکز فشار شود<sup>(۶۱)</sup>. افزایش عرض گام ممکن است بخشی از اثر بیومکانیکی گوه خارجی باشد<sup>(۶۱)</sup>. کاهش اوج گشتاور آداکشن در بیماران مبتلا به استئوآرتریت بعد از استفاده از گوه مشاهده شده است<sup>(۶۱)</sup>. رابطه بین گشتاور آداکشن زانو و پایداری استاتیک توسط چندین مطالعه گزارش شده است<sup>(۶۲)</sup>.

## References

1. Yach D, Hawkes C, Gould CL, Hofman KJ. The global burden of chronic diseases: overcoming impediments to prevention and control. *Jama*. 2004;291(21):2616-22.
2. Yagci N, Cavlak U, Aslan UB, Akdag B. Relationship between balance performance and musculoskeletal pain in lower body comparison healthy middle aged and older adults. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2007;45(1):109-19.
3. Yoshimura N, Nishioka S, Kinoshita H, Hori N, Nishioka T, Ryujin M, et al. Risk factors for knee osteoarthritis in Japanese women: heavy weight, previous joint injuries, and occupational activities. *The Journal of rheumatology*. 2004;31(1):157-62.
4. Pollard H, Ward G, Hoskins W, Hardy K. The effect of a manual therapy knee protocol on osteoarthritic knee pain: a randomised controlled trial. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2008;52(4):229.
5. Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, Arnold LM, Choi H, Deyo RA, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States: Part II. *Arthritis & Rheumatology*. 2008;58(1):26-35.
6. Peat G, McCarney R, Croft P. Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Annals of the rheumatic diseases*. 2001;60(2):91-7.
7. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *The Orthopedic clinics of North America*. 1994;25(3):395-403.
8. Halder A, Kutzner I, Graichen F, Heinlein B, Beier A, Bergmann G. Influence of limb alignment on mediolateral loading in total knee replacement: in vivo measurements in five patients. *JBJS*. 2012;94(11):1023-9.
9. Ahlback S. Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta radiologica: diagnosis*. 1968;Suppl 277: 7.
10. Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, D'Lima DD, Colwell CW, Fregly BJ. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *Journal of orthopaedic research*. 2007;25(6):789-97.
11. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*. 2010;69(11):1940-5.
12. 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. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013;94(1):103-12.
13. Vaishya R, Pariyo GB, Agarwal AK, Vijay V. Non-operative management of osteoarthritis of the knee joint. *Journal of Clinical Orthopaedics & Trauma*. 2016;7(3):170-6.
14. 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.
15. McAlindon TE, Bannuru RR, Sullivan M, Arden N, Berenbaum F, Bierma-Zeinstra S, et al. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*. 2014;22(3):363-88.
16. Jones RK, Nester CJ, Richards JD, Kim WY, Johnson DS, Jari S, et al. A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis. *Gait & posture*. 2013;37(3):368-72.
17. 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.
18. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot orthoses. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(6):631-9.
  19. Hunter D, Gross K, McCree P, Li L, Hirko K, Harvey WF. Realignment treatment for medial tibiofemoral osteoarthritis: randomised trial. *Annals of the rheumatic diseases*. 2012;71(10):1658-65.
  20. 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. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012;30(7):1125-32.
  21. Duivenvoorden T, van Raaij T, Horemans H, Brouwer R, Bos K, Bierma-Zeinstra S, et al. Do laterally wedged insoles and valgus knee braces really unload the medial compartment of the knee? results of a RCT. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2014;22:S455-S6.
  22. Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Human movement science*. 2014;34:120-7.
  23. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European spine journal*. 2004;13(8):750-4.
  24. Stergiou N. *Innovative analyses of human movement: Human Kinetics Publishers*; 2004.
  25. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42.
  26. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
  27. Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *Journal of biomechanics*. 2004;37(6):857-64.
  28. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & Posture*. 2017;56:54-9.
  29. Nagura T, Niki Y, Harato K, Kuroyanagi Y, Kiriyama Y, Mochizuki T, et al. Increased medially oriented ground reaction force during gait in patients with varus knee osteoarthritis can be treat target to reduce medial compartment loads. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2014;22:S122-S3.
  30. Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, Rose RM. Response of joints to impact loading—III: Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *Journal of biomechanics*. 1973;6(1):51-4.
  31. Jafarnejadgero 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;59:104-10.
  32. Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait & posture*. 2017;55:75-80.
  33. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*. 2016;33:61-5.
  34. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*. 2016;8(1):1-11.

35. Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. *The Knee*. 2015;22(3):213-6.
36. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
37. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
38. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.
39. Judkins TN, Oleynikov D, Narazaki K, Stergiou N. Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques*. 2006;20(5):824-9.
40. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*. 1983;16(8):591-601.
41. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavior science*. Lawrance Erlbaum Association. 1988.
42. 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.
43. Hinman RS, Bowles KA, Payne C, Bennell KL. Effect of length on laterally-wedged insoles in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*. 2008;59(1):144-7.
44. Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(1):27-33.
45. 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):617-22.
46. Kakihana W, Akai M, Yamasaki N, Takashima T, Nakazawa K. Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2004;83(4):273-8.
47. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Naito K, Torii S. Inconsistent knee varus moment reduction caused by a lateral wedge in knee osteoarthritis. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2007;86(6):446-54.
48. Turpin KM, De Vincenzo A, Apps AM, Cooney T, MacKenzie MD, Chang R, et al. Biomechanical and clinical outcomes with shock-absorbing insoles in patients with knee osteoarthritis: immediate effects and changes after 1 month of wear. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(3):503-8.
49. O'Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008;98(1):36-41.
50. Windle C, Gregory S, Dixon S. The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait & posture*. 1999;9(1):31-7.
51. Nigg B, Herzog W, Read L. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *The American journal of sports medicine*. 1988;16(1):70-6.
52. Butler RJ, Davis IM, Laughton CM, Hughes M. Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot & ankle international*. 2003;24(5):410-4.

53. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 2006;39(12):2213-20.
54. Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(9):1632-41.
55. Kutzner I, Küther S, Heinlein B, Dymke J, Bender A, Halder AM, et al. The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint—in vivo load measurements in three subjects. *Journal of biomechanics*. 2011;44(7):1354-60.
56. 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.
57. Laroche D, Morisset C, Fortunet C, Gremeaux V, Maillefert J-F, Ornetti P. Biomechanical effectiveness of a distraction–rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: Preliminary results. *The Knee*. 2014;21(3):710-6.
58. Dessery Y, Belzile ÉL, Turmel S, Corbeil P. Comparison of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis. *The Knee*. 2014;21(6):1107-14.
59. Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A mechanical hypothesis for the effectiveness of knee bracing for medial compartment knee osteoarthritis. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2007;89(11):2398.
60. Hsieh CJ, Kuo FL, Yang SW, Hsieh LF. Effect of Functional Knee Brace and Lateral Wedge Insole in Management of Patients with Osteoarthritic Knee. *Journal of Biomechanics*. 2007;40:S449.
61. 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.
62. Hurwitz D, Ryals A, Case J, Block J, Andriacchi T. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *Journal of orthopaedic research*. 2002;20(1):101-7.
63. 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.

## The ombined use of lateral wedges and knee braces on the frequency spectrum of ground reaction forces in patients with knee osteoarthritis

Elham Sorkhe<sup>1</sup>, Amirali Jafarnezhadgero<sup>2\*</sup>

1. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

### ABSTRACT

**Aims and background:** The aim of this study was to determine the effects of isolated and combined use of valgus knee braces and lateral wedge foot orthotics on the frequency spectrum of ground reaction forces generated in the knee by the gait of patients with knee osteoarthritis.

**Materials and methods:** 24 males (age:  $62.1 \pm 2.0$  years) with varus knee malalignment and symptomatic medial compartment knee osteoarthritis participated in this study. Subjects walked over ground at their preferred speed in four conditions: (1) no assistive device (control); (2) using lateral wedges, (3) using knee braces, and (4) using both lateral wedges and knee braces. The frequency spectrum of ground reaction force was calculated during walking in these different conditions.

**Findings:** The ground reaction force requency was lower, with a power of 99.5%, in the vertical direction when the lateral wedges were used than those generated with walking with no assistive devices on both limbs. Also with use of the lateral wedge plus the brace this frequency was lower than that generated during walking with no assistive devices on both limbs.

**Conclusion:** The results of the present study demonstrated that combined use of laterl wedge and valgus knee brace reduced ground reaction force frequency better than using these interventions seperately.

**keywords:** Ground reaction force, Frequency spectrum, Knee brace, Lateral wedge

► Please cite this paper as:

Sorkhe E, Jafarnezhadgero A[Combined using of both lateral wedges and knee braces on the frequency spectrum of ground reaction force in patients with knee osteoarthritis(Persian)]. J Anesth Pain 2018;9(1):25-38.

**Corresponding Author:** Amir ali jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran.

**Email:** amiralijafarnezgad@gmail.com