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[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲*]

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 دریافت: ۱۳۹۶/۱۲/۹ تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۳/۲۲ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۶/۵

چکیده

زمینـه و هـدف: هـدف از ایـن مطالعـه بررسـی اثـرات اسـتفاده از بریـس زانـو و گـوه خارجـی به‌صـورت ترکیبـی و جـدا بـر روی طیـف فرکانـس نیـروی عکس‌العمـل زمیـن طـی راه رفتـن در بیمـاران اسـتئوآرتریت زانـو اسـت.

مـواد و روش هـا: ۲۴ مـرد (سـن: ۲/۰ ± ۶۲/۱ سـال) بـا پـای پرانتـزی و دارای اسـتئوآرتریت زانـو در قسـمت داخلـی، در ایـن مطالعـه شـرکت کردنـد. افـراد در چهـار شـرایط بـا سـرعت ترجیحـی خـود راه رفتنـد: (۱) بـدون تداخـل (کنتـرل)؛ (۲) اسـتفاده از گـوه خارجـی، (۳) بـا اسـتفاده از بریـس زانـو، و (۴) بـا اسـتفاده از هـر دو گـوه خارجی+بریـس زانـو. طیـف فرکانـس نیـروی عکس‌العمـل زمیـن در شـرایط مختلـف طـی راه رفتـن محاسـبه شـد.

یافته‌هـا: فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵ ٪ در راسـتای عمـودی هنـگام اسـتفاده از گـوه خارجـی نسـبت بـه راه رفتـن بـدون تداخـل در هـر دو پـا کمتـر بـود. همچنیـن ایـن شـاخص در راسـتای عمـودی هنـگام اسـتفاده از گـوه خارجـی+ بریـس کمتـر از راه رفتـن بـدون تداخـل در هـر دو پـا بـود.

نتیجه‌گیـری: نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه اسـتفاده همزمـان از گـوه خارجـی+ بریـس والگوسـی زانـو در مقایسـه بـا اسـتفاده مجـزا از ایـن دو تداخـل در کاهـش طیـف فرکانـس نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن طـی راه رفتـن موثرتـر می‌باشـد.

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

مقدمه

بـا وجـود پیشـرفت بهداشـت و کنتـرل بیماری‌هـا مـرگ و میـر در سـن پاییـن کاهـش یافتـه، و طـول عمـر افزایـش پیـدا کـرده اسـت[۱]. شـمار جمعیـت سـالمند در کشـورهای توسـعه یافتـه افزایـش یافتـه اسـت. در کشـور ایـران حـدود ۷ درصـد از جمعیـت را قشـر سـالمند تشـکیل می‌دهـد[۲]. طبـق پیش‌بینی‌هـای انجـام شـده طـی بیسـت سـال آینـده ایـران دارای یـک جمعیـت بـا اکثریـت سـالمند خواهـد بـود[۲]. از مشـکلات شـایع جسـمانی در جمعیـت سـالمند کـه از عواقـب برخـی بیماری‌هـا یـا عـوارض افزایـش سـن رخ می‌دهـد،

نویسـنده مسـئول: مسـئول: امیرعلـی جعفرنـژاد گـرو، اسـتادیار بیومکانیک ورزشـی، گـروه تربیت بدنـی و علوم ورزشـی، دانشـکده علـوم تربیتی و روانشناسـی، دانشـگاه محقـق اردبیلی، اردبیـل، ایران
پست الکترونیک: amiralijafarnezgad@gmail.co

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

استئوآرتریت زانو است[۳،۴]. استئوآرتریت زانو یکی از دلایل اصلی ناتوانی با هزینه‌های قابل توجه شخصی و اقتصادی می‌باشد[۵]. این آسیب حدود ۱۰ درصد از افراد بالای ۵۵ سال را تحت تاثیر قرار می‌دهد[۶] 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[۷]. که طی فرایند راه رفتن، ۶۰ تا ۸۰ درصد نیروهای برخوردی از طریق قسمت داخلی زانو منتقل می‌شوند[۸]. این عدم تعادل در انتقال نیروها موجب افزایش ۱۰ درصدی گرایش به استئوآرتریت می‌شود، که قسمت داخلی را بیشتر از قسمت خارجی زانو تحت تاثیر قرار می‌دهد[۹]. با استفاده از تجزیه و تحلیل راه رفتن سه بعدی، گشتاور آداکشن خارجی زانو طی راه رفتن بارگیری نامتقارن مفصل تیبوفمورال را نشان داد[۱۰]. عدم توازن بزرگی نیروها در توزیع بار در زانو افراد مبتلا به ژنوواروم نیز وجود دارد[۱۱]، بنابراین این وضعیت یک ریسک فاکتور مهم برای استئوآرتریت زانو در قسمت داخلی می‌باشد[۱۲]. بنابراین لازم است روش‌های نوینی برای کاهش درد و بهبود عملکرد بیماران مبتلا به استئوآرتریت کشف شود. درمان غیر تهاجمی با حداقل عوارض جانبی به‌عنوان مداخله اولیه برای افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو توصیه می‌شود[۱۳]. با این حال، مکانیسم و اثرات آن‌ها مشخص نیست[۱۴]، و کاربرد بالینی آن‌ها بسیار متغیر است[۱۵]. مطالعات قبلی نشان می‌دهد ارتزها اثرات کوچک تا متوسطی را بر روی بیومکانیک راه رفتن ایجاد می‌کنند[۱۲،۱۶،۱۷]. 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، آگاهیم[۱۷-۱۹]. 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[۲۰]. با این حال، این مداخلات تنها راه بهبود محدودی در درد و عملکرد ایجاد می‌کنند[۲۱]. شواهد اخیر نشان می‌دهد که بریس می‌تواند بار قسمت داخلی زانو و هم انقباض عضلانی را کاهش دهند[۱۷]. متغیرهای کینتیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین و طیف فرکانس بیان کننده‌ی تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری‌ها و تغییرات اندام تحتانی می‌باشند. که از میان پارامترهای راه رفتن، متغیرهای کینتیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند[۲۲،۲۳].

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[۲۴]. 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[۲۵-۲۷]. از آنجایی که هر مولفه آناتومیک فرکانس مخصوص به خود را دارد[۲۸]. 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 استئوآرتریت زانو افزایش می‌یابد[۲۹]. علاوه بر این، میزان بارگذاری عمودی بالا در مدت زمان کوتاه پس از تماس اولیه ممکن است به توسعه و پیشرفت استئوآرتریت زانو کمک کند[۳۰]. بنابراین، بررسی تأثیر بریس زانو و گوه خارجی پا در طیف فرکانس، توصیف اثربخشی این ابزار در تغییر مکانیکی راه رفتن بیماران مبتلا به استئوآرتریت است. مویر و همکاران استفاده همزمان گوه خارجی و بریس زانو را به‌عنوان درمان جایگزین استئوآرتریت پیشنهاد کرده‌اند[۱۲]. نویسندگان دریافتند که این ترکیب منجر به کاهش بیشتر در گشتاور آداکشن زانو طی راه رفتن در مقایسه با استفاده ازتنها بریس زانو یا کفی خارجی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

می‌شود[۱۲]. 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 به‌علاوه استفاده از این ابزارها اوج گشتاور آداکتوری خارجی زانو را کاهش می‌دهد اما بر گشتاور خارجی فلکسوری زانو اثرگذار نیست[۳۱]. 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 محورها طی راه رفتن می‌شود.

روش مطالعه

۲۴ بیمار سالمند مرد (سن: ۲/۰±۶۲/۱؛ وزن: ۶/۲±۷۱/۶ کیلوگرم؛ قد: ۸/۶±۱۶۹/۴ سانتی‌متر) با پای پرانتزی دارای استئوآرتریت داخلی زانو در هر دو اندام تحتانی در این مطالعه شرکت کردند. شدت استئوآرتریت زانو در قسمت دخلی 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 داخی 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/۵۱۴۶/۹/۳۲/۱۵ 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 استفاده از تسمه‌هایی زاویه والگوس 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 GELVenture, Asics, Japan) (شکل ۱ ج).

شکل۱). الف: بریس والگوسی زانو، ب: گوه خارجی پا، ج: کفش کنترل

تجزیه و تحلیل راه رفتن

دوصفحه‌نیروکیستلر (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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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 $F_Z>10N$) تا بلند شدن پنجه ($F_Z<10\ N$)[۳۳،۳۴] تعیین گردید. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از یک فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد[۳۵].

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[۳۶].

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی 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 0ω= فرکانس پایه

n= ضریب هارمونیک $n\Theta$= زاویه فازی

بعد از بدست آوردن فرکانس سیگنال، ۴شاخص فرکانس جهت تحلیل محاسبه شد[۳۷،۳۸]، شاخص اول شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($F_{\%99/5}$) بود که نشان‌دهندهٔ 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_{MED}) 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_{BAND}) است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی‌که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد (رابطه ۴)[۳۹].

(رابطه۲) p= توان محاسبه شده، f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

$$\int_0^{F99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($F_{\%99/5}$) بود که نشان‌دهندهٔ 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.

(رابطه۳) fmax= حداکثر فرکانس سیگنال، fmed= 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[۳۹].

(رابطه۴) fmax= حداکثر فرکانس سیگنال، fmin= حداقل فرکانس سیگنال، fband = پهنای باند سیگنال، pmax= حداکثر توان سیگنال

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

این شاخص میزان نیاز به فراخوان واحدهای حرکتی را در عضلات نشان دهد[۳۹].

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

راستا بود. تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد[۴۰].

(رابطه۵)

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

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپیرو-ویلک مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه شرایط، از آزمون آماری ANOVA با اندازه‌های تکرای استفاده شد. از آزمون تعقیبی Bonferroni، برای مشخص نمودن اختلاف بین شرایط مختلف استفاده شد. سطح معناداری $p>۰/۰۵$ تعیین شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد[۴۱]:

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

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 افزاری SPSS-۲۱ انجام شد.

نتایج

اختلاف معناداری بین سرعت راه رفتن در چهار حالت استفاده از گوه خارجی، بریس، گوه خارجی+بریس، و راه رفتن بدون تداخل وجود نداشت ($P>۰/۰۵$).

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، بریس، گوه خارجی+بریس، و راه رفتن بدون تداخل در پای غالب را نشان می‌دهد.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ ٪ در راستای عمودی پای غالب هنگام استفاده از گوه خارجی نسبت به استفاده از بریس حدود ۴۸ درصد کمتر ($P=۰/۰۰۰$ ؛ اندازه اثر بالا) و و نسبت به راه رفتن بدون تداخل حدود ۵۴ درصد کمتر از ($P=۰/۰۰۰$؛ اندازه اثر بالا) است. همچنین فرکانس با توان ۹۹/۵٪ راستای عمودی هنگام استفاده از گوه خارجی+ب ریس حدود ۵۲ درصد کمتر از استفاده بریس ($P=۰/۰۰۰$؛ اندازه اثر بالا) و حدود ۵۷ درصد کمتر از راه رفتن بدون تداخل ($P=۰/۰۰۰$؛ اندازه اثر بالا) است. تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی پای غالب هنگام استفاده از بریس حدود ۱۸ درصد بیشتر از گوه خارجی ($P=۰/۰۱۶$؛ اندازه اثر متوسط) و حدود ۲۳ بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی+بریس ($P=۰/۰۱۵$؛ اندازه اثر کم) است. همچنین این شاخص هنگام راه‌رفتن بدون تداخل حدود ۱۹ درصد بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی+بریس ($P=۰/۰۴۳$؛ اندازه اثر متوسط) است. یافته‌ها نشان داد که هنگام استفاده از بریس حدود ۳۳ درصد تعداد هارمونی ضروری بیشتر از زمان استفاده از گوه خارجی ($P=۰/۰۱۱$؛ اندازه اثر بالا) در راستای قدامی-خلفی مربوط پای غالب است (جدول۱).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

جدول۱: 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 ٪	○*۵/۴۵۸±۱/۱۴۱	*●۸/۱۲۵±۱/۸۷۲	♦●۵/۳۳۳±۰/۹۶۳	♦○۸/۴۱۱±۲/۵۱۹
	میانه 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	*●۱۱/۷۵۰±۲/۴۳۶	♦●۹/۵۴۱±۲/۵۸۷	♦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
	میانه 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
	میانه 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 بین بریس و گوه خارجی

●معناداری بریس وگوه خارجی + بریس

♦معناداری بدون تداخل و گوه خارجی + بریس

○معناداری بدون تداخل و گوه خارجی

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 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 راه‌رفتن 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 (جدول۲).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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

راستا	متغیر	گوه خارجی	بریس	گوه خارجی-بریس	بدون تداخل
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ ٪	○*۵/۳۷۵±۱/۰۵۵	•*۷/۴۱۶±۱/۷۹۱	♦•۵/۰۸۳±۱/۳۱۶	♦○۸/۵۸۳±۱/۶۹۱
	میانه 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
	میانه 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
	میانه 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 بریس و گوه خارجی
●معناداری بریس و گوه خارجی + بریس
♦معناداری بدون تداخل و گوه خارجی + بریس
○معناداری بدون تداخل و گوه خارجی

بحث

هدف از این مطالعه تعیین اثرات استفاده از بریس 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 بریس زانو و گوه خارجی پا موثرتر از استفاده به صورت جداگانه از بریس زانو و گوه خارجی پا یا هیچ مداخله‌ای می‌باشد. به‌طور ویژه‌ای، تغییر در مولفه‌های طیف فرکانس طی راه رفتن، هنگامی که از هر دو بریس زانو و گوه خارجی پا به‌طور ترکیبی مورد 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[۴۲،۴۳]. بنابراین مکانیسم این مداخلات موجب کاهش نیروی- عکس‌العمل در صفحه فرونتال می‌شود[۴۴]. در مطالعات قبل نشان داده شده است که استفاده از گوه خارجی مکانیسم مکانیکی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

معتبری برای کاهش بار زانو محسوب می‌شود[۴۴]. این موضوع در جمعیت بیمار مهم می‌باشد که در آن کاهش بار یک اولویت مهم برای کاهش خطر پیشرفت بیماری طی زمان است[۴۵]. 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[۴۶، ۴۷]. 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[۴۸]. 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 جذب کننده شوک در جمعیت ورزشی سالم و همچنین در سربازان با نتایج متفاوتی مورد مطالعه قرار گرفته‌اند[۴۹، ۵۰]. اولری و همکاران نشان دادند که گوه‌های جذب‌کننده شوک موجب کاهش اوج نیروی عکس‌العمل عمودی و نرخ بارگذاری ضربه همچنین اوج شتاب تیبیا در تماس اولیه در دونده‌های تفریحی می‌شوند[۴۹]. در مطالعه دیگری، وینندل 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 فورفوت در مقایسه با شرایط غیر گوه می‌شود[۵۰]. برخی پژوهش‌ها هیچ کاهش عمودی نیرو و حداکثر نرخ بارگذاری را با استفاده از گوه‌های جذب‌کننده شوک در جمعیت‌های سالم نشان نداده‌اند[۵۱، ۵۲]. 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[۵۳]. 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[۵۴]. 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 متغییرهای 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[۱۶، ۵۵]. این نوع از برس 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[۱۶، ۲۰، ۵۶]. 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 بیشتربا پنجه پا انجام گیرد[۵۷]. بنابراین کاهش بارگذاری مفصل زانو با بریس زانو ممکن است به دلیل افزایش عرض گام و کاهش بردار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین باشد[۵۸]. این چرخش خارجی پا می‌تواند وزن را در قسمت داخلی پا ایجاد کند و بنابراین گشتاور آداکشن زانو را کاهش دهد[۵۸]. مکانیسم‌های دیگر، از قبیل بهبود حس عمق و افزایش واحد حرکتی، می‌تواند این نتایج

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

را نیـز توضیـح دهـد[۵۹]. در نتیجـه، بریـس در بیمـاران دارای عارضـه اسـتئوآرتریت زانـو، تسـکین درد و بهبـود عملکـرد را طـی راه رفتـن بهبـود می‌بخشـد[۵۸]. یافته‌هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه اسـتفاده از بریـس والگوسـی زانـو هیچ‌گونـه اثـر معنـاداری را بـر متغییرهـای طیـف فرکانـس نیـروی عکس‌العمـل زمیـن در مقایسـه بـا شـرایط راه رفتـن بـدون تداخـل در افـراد دارای اسـتئوآرتریت زانو دارا نمی‌باشـد. فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵٪ در راسـتای عمـودی هنـگام اسـتفاده از گـوه خارجـی + بریـس کمتـر از راه رفتـن بـدون تداخـل در هـر دو پـا بـود. همچنیـن تعـداد هارمونـی ضـروری هنـگام راه‌رفتـن بـدون تداخـل بیشـتر از زمـان اسـتفاده از گـوه خارجـی+ بریـس در راسـتای عمـودی پـای غالـب بـود. همچنیـن ایـن شـاخص هنـگام راه‌رفتـن بـدون تداخـل بیشـتر از زمـان اسـتفاده از گـوه خارجـی+ بریـس در راسـتای قدامـی-خلفـی پـای غیرغالـب بـود. در تجزیـه و تحلیـل داده‌هـای راه رفتـن، داده‌هـای کینماتیکـی و کینتکـی نشـان دادنـد کـه افـراد بـا درجه‌هـای مختلـف اسـتئوآرتریت زانـو بـا اسـتفاده‌ی ترکیبـی گـوه خارجـی و بریـس زانـو باعـث افزایـش ثبـات پویـا و کاهـش درد عملکـردی می‌شـوند[۶۰]. همچنیـن توانایـی کنتـرل پاسـچر را در وظایـف نشسـتن و ایسـتادن بهبـود می‌بخشـد[۶۰]. هـر دوی گـوه خارجـی و بریـس زانـو و یـا ترکیـب آن‌هـا اثـر خـود را در تسـکین درد نشـان داد، در حالـی کـه گـروه بـا عارضـه اسـتئوآرتریت شـدیدتر بهبـود قابـل ملاحظـه‌ای به‌خصـوص در اسـتفاده ترکیبـی گـوه خارجـی و بریـس زانـو نشـان داده اسـت[۶۰]. از سـوی دیگـر، افزایـش عـرض گام ممکـن اسـت بـر میـزان اوج گشـتاور آداکشـن یـا اوج فـاز شـتابگیری تاثیـر بگـذارد؛ چـرا کـه مسـیر راه وسـیع ممکـن اسـت منجـر بـه تغییـر در گشـتاوردر مفصـل زانـو از طریـق جابجایـی خارجـی مرکـز فشـار شـود[۶۱]. افزایـش عـرض گام ممکـن اسـت بخشـی از اثـر بیومکانیکـی گـوه خارجـی باشـد[۶۱]. کاهـش اوج گشتاورآداکشـن در بیماران مبتـلا بـه اسـتئوآرتریت بعـد از اسـتفاده از گـوه مشـاهده شـده اسـت[۶۱]. رابطـه بیـن گشـتاور آداکشـن زانـو و پایـداری اسـتاتیک توسـط چندیـن مطالعـه گـزارش شـده اسـت[۶۲،۶۳]. نتایـج نشـان داده اسـت کـه اسـتفاده ترکیبـی ازبریـس زانـو و گـوه خارجـی باعـث ایجـاد کاهـش در اوج نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن در تمـام صفحـات حرکتـی و همچنیـن در گشـتاور آداکشـنی زانـو طـی فـاز اتـکا می‌شـود[۳۱]. همچنیـن فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵٪ راسـتای عمـودی هنـگام اسـتفاده از گـوه خارجی+بریـس کمتـر از اسـتفاده بریـس بـود.

پژوهـش حاضـر دارای محدودیت‌هایـی بـود کـه از آن جملـه می‌تـوان بـه مـوارد زیـر اشـاره نمـود. در پژوهـش حاضرتنهـا طیـف فرکانـس نیـروی عکس‌العمـل زمیـن مـورد بررسـی قـرار گرفـت در حالـی کـه اسـتفاده همزمـان از گـوه خارجـی و بریـس زانـو ممکـن اسـت بـر فعـال شـدن عضـلات و سـایر متغیرهـای بیومکانیکـی ماننـد گشـتاورهای مفصلـی داخلـی و قـدرت تاثیـر بگـذارد. بـا ایـن حـال، ایـن متغیرهـا در مطالعـه حاضـر مـورد بررسـی قـرار نگرفتنـد و همچنیـن شـرکت‌کنندگان در ایـن مطالعـه تنهـا بیمـاران مبتـلا بـه اسـتئوآرتریت مـرد بودنـد، بدیـن ترتیـب نمی‌توانـد نتایـج بـه دسـت آمـده را بـه جمعیـت زنـان بـا اسـتئوآرتریت زانـو و ژنـوواروم تحمیـل کـرد.

نتیجه‌گیری

نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه اسـتفاده همزمـان از گـوه خارجـی+ بریـس والگوسـی زانـو در مقایسـه بـا اسـتفاده مجـزا از ایـن دو تداخـل در کاهـش طیـف فرکانـس نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن طـی راه رفتـن موثرتـر می‌باشـد. همچنیـن اسـتفاده از گـوه خارجـی در مقایسـه اسـتفاده از بریـس در کاهـش طیـف فرکانـس نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن طـی راه رفتـن در بیمـاران دارای اسـتئوآرتریت زانـو موثـر اسـت.

تشکر و قدردانی

بدینوسـیله از تمامـی سـالمندانی کـه صمیمانـه مـا را در انجـام ایـن مطالعـه یـاری کردنـد، و مسـئولان محتـرم کـه در اجـرای پژوهـش مـا را کمـک نمودنـد، صمیمانـه تشـکر می‌نماییـم.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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. Ahlbäck 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. Gait & posture. 2018;59:104-10.
32. Jafarnezhadgero 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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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 Eribaum 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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]

Journal of Anesthesiology and Pain Autumn 2018, Vol 9, NO 1

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

Elham Sorkhe[1], Amirali Jafarnezhadgero[2*]

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 ± 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 freqency 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-07-18]