مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۷، فروردین ۱۳۹۷، ۳۸-۲۷

اثر آنی کفی طبی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای کف پای صاف: یک مطالعه کار آزمایی بالینی

سید مجید علوی مهر[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]، مهدی مجلسی[۳]

دریافت مقاله: ۹۶/۹/۸ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۶/۱۰/۳۰ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۶/۱۲/۵ پذیرش مقاله: ۹۶/۱۲/۶

چکیده

زمینه و هدف: شیوع کف پای صاف در کودکان در مطالعات گذشته ۲۰٪ تا حدود ۷۸٪ گزارش شده است. کف پای صاف ممکن است طی راه رفتن موجب ایجاد انحراف مکانیکی اندام تحتانی گردد. هدف پژوهش حاضر تعیین اثر آنی کفی طبی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای کف پای صاف طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: طرح پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود. این پژوهش در سال ۱۳۹۵ در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام شد. ۱۵ کودک دارای کف پای صاف (افتادگی ناوی‌کولار بیشتر از ۱۰ میلی-متر) از بین دانش‌آموزان مدارس شهر همدان در این پژوهش شرکت کردند. مقادیر کینتیکی و کینماتیکی حرکت به ترتیب توسط صفحه نیرو و سیستم تحلیل حرکتی ثبت گردید. آزمون آماری t زوجی جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: کفی طبی مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل را طی فاز هل‌دادن حدود ۱۲/۶٪ افزایش داد (P=۰/۰۱۵). زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل طی فاز میانه استقرار حدود ۵/۹٪ (P=۰/۰۴۴) و زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی طی فازهای تماس پاشنه و هل‌دادن به ترتیب حدود ۱۰/۱٪ (P<۰/۰۰۱) و ۳/۴٪ (P=۰/۰۲۹) در شرایط استفاده از کفی طبی افزایش داشت. کفی طبی میزان ایمپالس مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل را نیز به میزان ۱۰/۶٪ افزایش داد (P=۰/۰۴۵).

نتیجه‌گیری: کفی طبی مورد استفاده احتمالاً می‌تواند اثرات مثبت بر روی مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین داشته باشد. با وجود این، کفی طبی مورد استفاده در پژوهش حاضر مقادیر گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری عمودی را تغییر نداد.

واژه‌های کلیدی: ارتز پا، نیروی عکس‌العمل زمین، کاهش قوس پا، گشتاور

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲- (نویسنده مسئول) استادیار گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
تلفن: ۳۳۵۱۰۸۰۱-۰۴۵؛ دورنگار: ۳۳۵۱۲۹۰۲-۰۴۵، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com
۳- استادیار گروه آموزشی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

مقدمه

راه رفتن انسان از فعالیت‌های حرکتی بسیار مهم است که شامل سازماندهی فضایی-زمانی اندام بدن می‌شود. این سازماندهی جنبه‌های کینتیکی، کینماتیکی و عصبی-عضلانی را مورد بررسی قرار می‌دهد [۱-۲]. با استفاده از مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن می‌توان مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس، گشتاور آزاد را اندازه‌گیری نمود [۳].

نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس‌العمل زمین در رسیدن به اولین قله تعریف شده است [۳]. گزارش شده که نرخ بارگذاری عمودی بزرگتر از ۷۰ و ۷۲ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه به ترتیب با ریسک آسیب‌های شکستگی ناشی از فشار [۴-۵] و درد کشککی‌رانی [۶] مرتبط می‌باشد. بیان شده است که دوندگان دارای استرس فراکچر تیبیا دارای نرخ بارگذاری بالایی بودند [۷-۸]. ایمپالس برابر است با انتگرال نیروی عکس‌العمل زمین در بازه زمانی مرحله استقرار راه رفتن که با اندازه حرکت بدن معادل است. گشتاور آزاد نیز به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود [۳]. بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی تیبیا طی راه رفتن دارد [۹]. بنابراین، با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام راه رفتن، می‌توان احتمال ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی در افراد مستعد را به حداقل رساند [۳].

کف پای صاف، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش قوس طولی-داخلی می‌شود. این نوع ناهنجاری ممکن است بر روی یک یا هر دو پا تأثیر بگذارد و نه تنها باعث افزایش بار بر روی ساختار پا می‌شود بلکه عملکرد طبیعی پا را دچار اختلال می‌کند [۱۰]. با گذشت زمان، بار مکانیکی زیادی که از مسطح بودن قوس طولی-داخلی پا ناشی می‌شود به اندام بالاتر مانند زانوها، ران‌ها و کمر انتقال پیدا می‌کند [۱۰-۱۱]. می‌توان گفت کف پای صاف به عنوان یک عامل ایجاد کننده تغییرات گسترده در وضعیت بالینی شناخته شده است که شامل آسیب‌های اسکلتی عضلانی اندام تحتانی مانند نیام کف پایی، تاندونیت آشیل [۱۲] و درد کشککی رانی [۱۳] می‌شود. کفی‌ها برای ایجاد ثبات در قوس پا طراحی شده‌اند و تأثیر قابل‌توجهی بر کاهش نشانه‌های صافی کف پا داشته‌اند [۱۴]. مطالعات بیومکانیکی اخیر نشان داده‌اند کفی‌های ارتودیک راستای قوس را بهبود می‌بخشند، مدت فاز استقرار راه رفتن را افزایش و حداکثر زاویه پرونیشن پا و چرخش داخلی تیبیا را کاهش می‌دهند [۱۴-۱۵]. گزارش شده است که اوج نیروی عمودی، زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی و حداکثر نرخ بارگذاری عمودی در یک گروه دونده هنگام استفاده از چهار نوع کفی ویسکوالاستیک مختلف دچار تغییر نشده است [۱۶].

عارضه کف پای صاف معمولاً با استفاده از کفی‌های مختلف درمان می‌شود. با این حال، به دلیل وجود تناقضاتی در ارتباط با اثرات آنی کفی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین [۳] و هم‌چنین عدم وجود مطالعه در ارتباط با اثرات آنی کفی بر قله نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای کف پای صاف طی راه رفتن، هدف پژوهش حاضر تعیین اثر کفی طبی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای کف پای صاف طی راه

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

رفتن بود. در این مطالعه، فرضیه بر آن بود که استفاده آنی از کفی طبی، باعث کاهش اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به این اوج، ایمپالس، گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری می‌شود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی (IRCT2017082235517N1) بود. با استفاده از نرم‌افزار G*Power یک حجم نمونه ۱۲ نفره برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ با میزان اندازه اثر برابر ۰/۸ حاصل شود [۱۷]. از ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف به عنوان گروه آزمایشی استفاده شد. این افراد از بین دانش‌آموزان مدارس ناحیه ۱ و ۲ شهر همدان انتخاب شدند. جهت اندازه‌گیری قد و وزن به ترتیب از قد سنج و ترازوی دیجیتال Seca (ساخت کشور چین) استفاده شد. افرادی که افتادگی ناوی‌کولار آن‌ها بیشتر از ۱۰ میلی‌متر بود به عنوان افراد دارای کف پای صاف انتخاب شدند [۱۸]. سابقه شکستگی، بیماری‌های ارتوپدی، جراحی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته، از جمله معیارهای خروج از پژوهش بودند. از آزمون شوت نمودن توپ برای مشخص کردن پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد [۱۹]. از والدین آزمودنی‌ها، جهت شرکت فرزندان آن‌ها در پژوهش رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید. فرآیندهای بکار رفته، منطبق با استانداردهای اخلاقی کمیته اخلاق در علوم پزشکی در رابطه با آزمایش‌های انسانی و بیانیه هلسینکی در سال ۱۹۷۵ (بازبینی شده در سال ۲۰۱۴) بوده است [۲۰]. این پژوهش در سال ۱۳۹۵ در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام شد.

با استفاده از سیستم ثبت حرکتی شامل چهار دوربین وایکن (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) (با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز) داده‌های کینماتیک ثبت شد. برای شناسایی لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها طی راه رفتن، مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی دو طرف بدن بر طبق چیدمان مارکر به شیوه پلاگ این گیت (Plug in Gait) نصب گردیدند [۱۹]. موقعیت مارکرها شامل خار خاصره‌ای قدامی-فوقانی، خار خاصره‌ای خلفی-فوقانی، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی-خارجی ران، بخش میانی-خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم (با توجه به استفاده از کفش توسط آزمودنی‌ها، مارکرهای پنجه و پاشنه‌های دو پا به طور مستقیم به پوست متصل نگردید و بر روی کفش قرار گرفت) بود. به جای قسمت‌های آناتومیک، مارکرها در موقعیت‌های مناسب منطبق با مکان این لندمارک‌ها بر روی کفش نصب گردیدند. برای شناسایی موقعیت مرکز مفصل و محاسبه سیستم‌های مختصاتی قبل از هر شرایط آزمایشی، آزمایش استاتیک گرفته می‌شد. داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شدند. از نرم‌افزار پولیگان (Polygon Authoring tool) جهت پردازش داده‌های سرعت راه رفتن استفاده شد. داده‌های کینتیکی با استفاده از دو صفحه نیرو (Kistler, type 9281, Kistler Instruent AG, Winterthur, Switzerland) با نرخ نمونه-برداری ۱۰۰۰ هرتز برای مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار و ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین که با

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

سیستم وایکون سینک بود، استفاده گردیدند. این دو صفحه نیرو در مرکز فضای کالیبره واقع شده بودند. با استفاده از فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز، همه داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین فیلتر شدند [۲۱]. داده‌ها طی دو شرایط راه رفتن با و بدون کفی ثبت شدند. کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر در همه آزمودنی‌ها یکسان (New Balance 759, USA) و دارای بیشینه ارتفاع قوس طولی-داخلی برابر ۲۵ میلی‌متر بود. تعداد کوشش‌های راه رفتن تحت هر شرایط برابر ۵ کوشش بود. بین اجرای کوشش‌های راه رفتن تحت هر شرایط ۲ دقیقه استراحت وجود داشت.

نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) ثبت گردیدند. محور z در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه (Fz_{HC})، میانه استقرار (Fz_{MS}) و هل دادن (Fz_{HC}) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور y برای فازهای تماس پاشنه (Fy_{HC}) و (Fy_{PO}) و در محور x برای فازهای تماس‌پاشنه (Fx_{HC})، میانه استقرار (Fx_{MS}) و (Fx_{PO}) نیز گزارش شد (نمودار ۱). ایمپالس با استفاده از روش تراپزویدال (trapezoidal) برای محورهای x، y و z به صورت زیر محاسبه گردید [۳]:

$$\text{ایمپالس} = \Delta t \left(\left(\frac{F1 + Fn}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi \right)$$

گشتاور آزاد پا به صورت زیر محاسبه شد [۲۲]:

گشتاور آزاد = Mz + (Fx × COPy) – (Fy × COPx)

(M_z) گشتاور محور عمودی است؛ x و y مؤلفه‌های افقی مرکز فشار [Center Of Pressure (COP)] هستند؛ F_x و F_y مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین [Ground Reaction Force (GRF)] هستند. سپس در منحنی گشتاور آزاد، اولین اوج (منفی؛ گشتاور دورکننده) و دومین اوج (مثبت؛ گشتاور نزدیک‌کننده) برای تجزیه و تحلیل آماری ثبت شدند. همه مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد به ترتیب با توجه به وزن بدن و وزن بدن + قد نرمال شدند. به این معنی که نیروهای عکس-العمل زمین بر میزان وزن بدن با واحد نیوتن تقسیم شده و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب شدند [۳]. مقادیر گشتاور آزاد نیز بر حاصل‌ضرب "وزن × قد" تقسیم شدند و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردیدند [۳].

از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ جهت تجزیه و تحلیل‌های آماری استفاده شد. نرمال بودن توزیع فراوانی مقادیر تغییرات داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk تأیید شد (P>۰/۰۵). آزمون t زوجی جهت مقایسه داده‌ها طی دو شرایط راه رفتن استفاده گردید. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ انجام شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۲۳]:

میانگین انحراف استاندارد دو شرایط/ اختلاف میانگین دو شرایط = اندازه اثر (d)

نتایج

میانگین و انحراف معیار سن، وزن و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۱۰/۳۴±۱/۵۳ سال (بین ۸ تا ۱۲ سال)، ۴۲/۲۶±۸/۱۴ کیلوگرم (بین ۳۲ تا ۵۴ کیلوگرم)، ۱۵۱/۶۲±۱۰/۷۱ سانتی‌متر (بین ۱۳۵ تا ۱۶۵ سانتی‌متر) بود. میانگین و انحراف معیار افت استخوان ناوی برابر ۱۱/۷۳±۰/۸۲ میلی‌متر بود. پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در اوج مؤلفه‌های عمودی و قدامی-خلفی طی فازهای مختلف استقرار راه رفتن نشان نداد

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

(P>۰/۰۵). طی فازهای تماس‌پاشنه و میانه استقرار، مقادیر اوج مؤلفه داخلی-خارجی طی راه رفتن با کفی در مقایسه با راه رفتن بدون کفی نیز اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵). با وجود این، در فاز هل‌دادن، اوج مؤلفه داخلی-خارجی طی شرایط راه رفتن با کفی حدود ۱۲/۶٪ بیشتر از شرایط راه رفتن بدون کفی بود (P=۰/۰۱۵، d=۰/۴۸۵) (جدول و نمودار ۱).

جدول ۱- اوج نیروهای عکس‌العمل زمین بر حسب درصدی از وزن بدن طی دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی در کودکان دارای کف پای صاف (n=۱۵)

اوج نیروها	فاز	بدون کفی (انحراف-معیار±میانگین)	با کفی (انحراف-معیار±میانگین)	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
عمودی	تماس پاشنه	۱۲۲/۸۳±۲۲/۵۹	۱۱۶/۵۵±۳۸/۵۶	۰/۸۹۲	۰/۳۸۸	۰/۲۰۵
	میانه استقرار	۹۹/۳۳±۲۲/۵۴	۹۳/۳۸±۳۳/۷۳	۱/۱۹۵	۰/۲۴۲	۰/۲۱۱
	هل‌دادن	۱۲۲/۹۸±۲۵/۶۹	۱۱۵/۸۹±۴۰/۲۲	۰/۹۸۰	۰/۳۴۴	۰/۲۱۵
قدامی-خلفی	تماس پاشنه	-۳۶/۷۵±۱۱/۶۲	-۳۸/۹۲±۱۱/۹۶	۱/۱۷۲	۰/۲۶۱	۰/۱۸۴
	هل‌دادن	۳۹/۵۸±۵/۰۷	۴۰/۲۶±۵/۲۹	-۰/۷۲۴	۰/۴۸۱	۰/۱۳۱
داخلی-خارجی	تماس پاشنه	۱۴/۸۸±۳/۹۸	۱۴/۹۲±۴/۹۱	-۰/۰۴۳	۰/۹۶۶	۰/۰۰۸
	میانه استقرار	-۱۱/۵۸±۲/۶۸	-۱۱/۷۷±۲/۵۸	۰/۳۷۶	۰/۷۱۳	۰/۰۷۲
	هل‌دادن	-۱۰/۳۱±۲/۶۷	-۱۱/۶۱±۲/۶۸	۲/۷۷۷	۰/۰۱۵	۰/۴۸۵

آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

یافته‌های پژوهش در زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی طی فاز میانه استقرار ۵/۹٪ طی شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون کفی افزایش یافت (P=۰/۰۴۴؛ d=۰/۷۴۲). زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز تماس پاشنه (P<۰/۰۰۱؛ d=۰/۷۲۵) و هل‌دادن (P=۰/۰۲۹؛ d=۰/۶۲۰) به ترتیب حدود ۱۰/۱٪ و ۳/۴٪ طی شرایط راه رفتن با کفی نسبت به شرایط راه رفتن بدون کفی افزایش پیدا کرد (جدول ۲).

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

جدول ۲- زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی طی زیر فازهای مختلف استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف (n=۱۵).

زمان رسیدن به اوج نیروها	فاز	بدون کفی (انحراف-معیار ±میانگین)	با کفی (انحراف-معیار±میانگین)	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
عمودی	تماس‌پاشنه	۲۷/۴۰±۲/۵۸	۲۷/۸۰±۳/۴۸	-۰/۴۰۴	۰/۶۹۲	۰/۱۳۲
	میانه‌استقرار	۴۶/۸۶±۳/۲۴	۴۹/۶۶±۴/۳۰	-۲/۲۱۹	۰/۰۴۴	۰/۷۴۲
	هل‌دادن	۷۶/۹۳±۱/۹۸	۷۶/۸۶±۲/۲۶	۰/۱۳۸	۰/۸۹۲	۰/۰۳۳
قدامی-خلفی	تماس‌پاشنه	۱۸/۱۳±۲/۹۴	۱۸/۲۰±۲/۷۸	-۰/۱۰۴	۰/۹۱۹	۰/۰۲۴
	هل‌دادن	۸۷/۴۰±۰/۹۸	۸۷/۱۳±۱/۴۰	۰/۹۳۹	۰/۳۶۴	۰/۲۲۶
داخلی-خارجی	تماس‌پاشنه	۹/۲۶±۱/۲۷	۱۰/۲۰±۱/۳۲	-۴/۰۹۰	۰/۰۰۱	۰/۷۲۵
	میانه‌استقرار	۲۶/۷۳±۸/۱۱	۲۶/۸۰±۶/۸۲	-۰/۰۳۵	۰/۹۷۲	۰/۰۰۹
	هل‌دادن	۷۵/۲۰±۴/۵۳	۷۷/۸۰±۳/۸۵	-۲/۴۳۴	۰/۰۲۹	۰/۶۲۰

آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

این پژوهش نشان داد میزان ایمپالس مؤلفه قدامی-خلفی (P=۰/۰۴۵؛ d=۰/۲۲۶) نیروی عکس‌العمل زمین حدود ۱۰/۶٪ طی راه رفتن با کفی نسبت به راه رفتن بدون کفی افزایش داشته است (جدول ۳) اما این اختلاف در مقادیر ایمپالس دو مؤلفه عمودی و داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (جدول ۳). مقادیر ایمپالس داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن با کفی تمایل به کاهش را در مقایسه با راه رفتن بدون کفی نشان داد (P=۰/۰۸۶؛ d=۰/۲۰۴)، با وجود این به لحاظ آماری این اختلاف معنی‌دار نبود (جدول۳). نمودار ۱ الگوهای نیروی عکس‌العمل زمین را در سه بعد طی دو شرایط راه رفتن نشان می‌دهد، این الگو به مقایسه مقادیر نیرو طی دو شرایط در تمام نقطه داده‌ها می‌پردازد.

مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد و زمان رسیدن به اوج مثبت و منفی این مؤلفه‌ها طی راه رفتن با کفی در مقایسه با راه رفتن بدون کفی اختلاف آماری معنی‌داری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۳، نمودار ۱). اختلاف مقدار ایمپالس گشتاور آزاد طی راه رفتن با کفی نسبت به راه رفتن بدون کفی معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (جدول ۳). نتایج، اختلاف آماری معنی‌داری را در نرخ بارگذاری عمودی طی راه رفتن با کفی (۴/۲۵±۱/۹۲ وزن بدن بر ثانیه) نسبت به راه رفتن بدون کفی (۴/۳۰±۱/۴۴ وزن بدن بر ثانیه) نشان نداد (P>۰/۰۵).

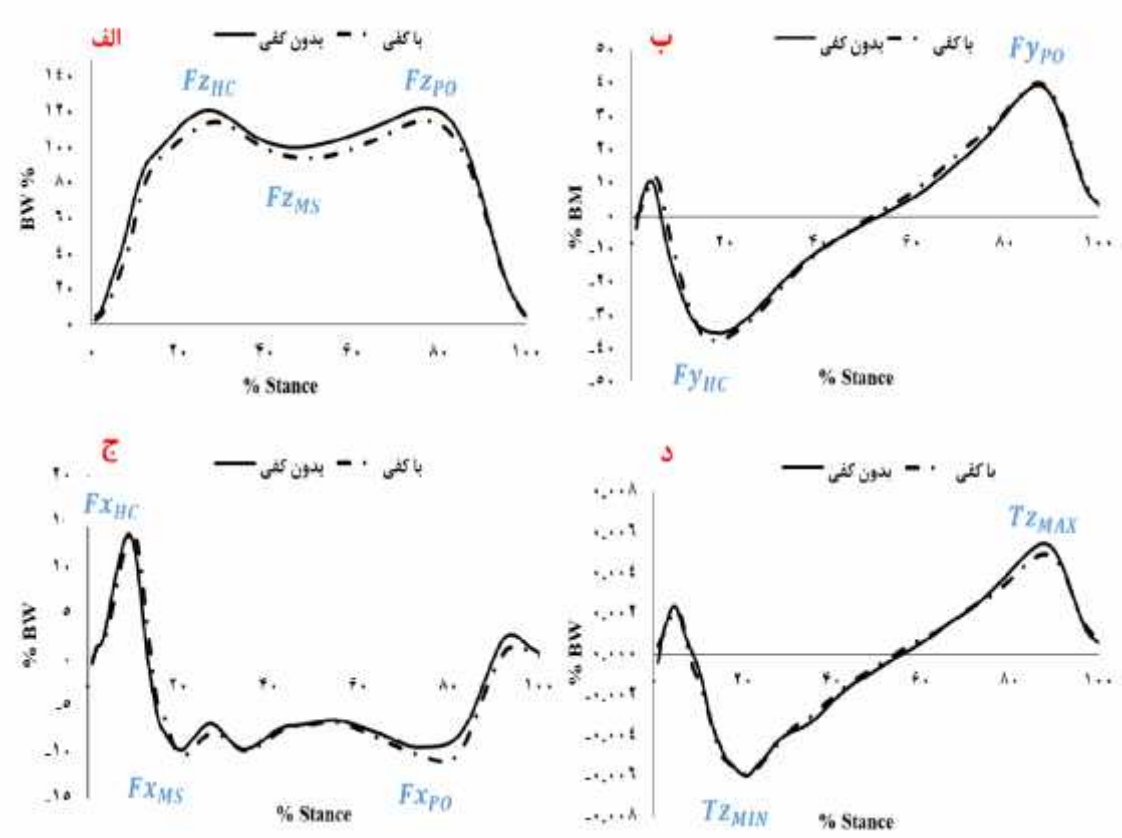
[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

جدول ۳- مقادیر ایمپالس نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاور آزاد، زمان رسیدن به اوج گشتاور آزاد و ایمپالس گشتاور آزاد در دو شرایط راه رفتن با و بدون کفی در کودکان دارای کف پای صاف (n=۱۵).

متغیر	مؤلفه	بدون کفی (انحراف-معیار±میانگین)	با کفی (انحراف-معیار±میانگین)	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
ایمپالس نیروهای عکس‌العمل زمین	عمودی	۷۲/۱۳±۱۷/۶۰	۷۱/۹۲±۱۶/۶۸	۰/۱۶۳	۰/۸۷۳	۰/۰۱۲
	قدامی-خلفی	۱۴/۳۷±۳/۱۴	۱۵/۰۹±۳/۲۲	-۲/۲۰۵	۰/۰۴۵	۰/۲۲۶
	داخلی – خارجی	۵/۵۷±۱/۵۵	۵/۸۹±۱/۵۸	-۱/۸۴۴	۰/۰۸۶	۰/۲۰۴
گشتاور آزاد	اوج مثبت	۰/۰۰۵۴±۰/۰۰۱۱	۰/۰۰۵۲±۰/۰۰۲۲	۰/۳۱۳	۰/۷۵۹	۰/۱۲۱
	اوج منفی	-۰/۰۰۶۴±۰/۰۰۲۷	-۰/۰۰۷۷±۰/۰۰۳۵	۱/۴۵۰	۰/۱۶۹	۰/۴۱۹
زمان رسیدن به اوج گشتاور آزاد	اوج مثبت	۸۷/۶۰±۱/۱۲	۸۶/۷۳±۳/۷۶	۰/۸۶۷	۰/۴۰۰	۰/۳۵۶
	اوج منفی	۱۹/۴۰±۲/۹۷	۱۸/۳۳±۵/۳۱	۰/۷۳۶	۰/۴۷۴	۰/۲۵۸
ایمپالس گشتاور آزاد		۰/۰۰۲۳۳۹±۰/۰۰۰۷۸۸	۰/۰۰۲۳۹۳±۰/۰۰۱۰۰۴	-۰/۱۹۳	۰/۸۵۰	۰/۰۶۰

آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار



نمودار ۱- الگوی سری-زمانی مؤلفه (الف) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، (ب) نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین، (ج) نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین، و (د) گشتاور آزاد طی دو شرایط راه‌رفتن با و بدون کفی

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

بحث

هدف از پژوهش حاضر تعیین اثر آنی کفی طبی بر نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در کودکان پسر دارای کف پای صاف بود.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پوشیدن کفی اثر معنی‌داری بر روی اوج نیروی عمودی و قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین طی فازهای مختلف راه رفتن ندارد. کاهش اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی فاز هل دادن، هنگام استفاده آنی از کفی گزارش شده و تأکید گردیده است که این مقدار کاهش برای جلوگیری از آسیب ناشی از ایمپالس طی راه رفتن کافی نمی‌باشد [۲۴]. این نتایج با مطالعه حاضر همسو نبود که علت آن ممکن است تفاوت در نوع کفی مورد استفاده، تفاوت در افراد مورد مطالعه و یا تفاوت در تکلیف حرکتی مورد مطالعه باشد. علاوه بر این، گزارش شده است که اوج عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز تماس پاشنه در نتیجه استفاده از کفی در افراد بالغ دچار کاهش می‌شود که علت احتمالی آن را اثر کاشیونینگ (Cushioning) بیان نموده‌اند [۲۵]. این اثر نوعی خاصیت جذب‌کنندگی شوک است که موجب راحتی استفاده از کفی می‌شود [۲۶]. نتایج پژوهش حاضر در فاز هل دادن نشان داد که اوج داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی شرایط راه رفتن با کفی حدود ۱۲/۶٪ در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون کفی دچار کاهش شده است. Hsu و همکاران نشان دادند که پوشیدن کفی موجب کاهش معنی‌دار اوج نیروی داخلی-خارجی طی فاز هل دادن می‌گردد [۲۷] که با نتایج پژوهش حاضر همسو می‌باشد.

در این پژوهش پوشیدن کفی موجب افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی طی فاز میانه استقرار و اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین طی فازهای تماس پاشنه و هل دادن شد اما در زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی و اوج نیروی قدامی-خلفی طی دو فاز هل دادن و تماس پاشنه و همچنین زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی طی فاز میانه استقرار بی‌تأثیر بود. Begg و همکاران بیان کردند ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن، به وجود ثبات در برنامه کنترل حرکت مرتبط است [۲۸]. به این معنی که ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، منعکس کننده برنامه حرکتی است که در آن یک توالی از دستورهای حرکتی ذخیره شده برای هر وظیفه مشخص از مغز صادر می‌گردد [۲۸].

پژوهش حاضر در مورد ایمپالس نیروهای عکس‌العمل زمین نشان داد که ایمپالس مؤلفه قدامی-خلفی طی راه رفتن با کفی در مقایسه با راه رفتن بدون کفی اختلاف معنی‌داری داشته است و به میزان ۱۰/۶٪ افزایش پیدا کرده است اما در دو مؤلفه عمودی و داخلی-خارجی این اختلاف معنی‌دار نبود. نتایج، اختلاف معنی‌داری را در نرخ بارگذاری عمودی طی راه رفتن با کفی نسبت به راه رفتن بدون کفی نیز نشان نداد. نرخ بارگذاری عمودی مقیاسی از ضربه است که به بدن منتقل می‌شود و با آسیب‌های مختلف مرتبط می‌باشد [۲۹]. بافت‌های بدن از نوع با قابلیت کششی پایین هستند. بنابراین، پاسخ بارگذاری عمودی وابسته به زمان می‌باشد و در نرخ‌های بارگذاری عمودی پایین‌تر آسیب کمتر می‌شود [۲۹] و می‌توان با برنامه تمرین و پوشیدن کفش مناسب نرخ بارگذاری عمودی بالا را کاهش داد [۳۰]. این رفتار ویسکوالاستیک کلاژن هنگام افزایش نرخ بارگذاری وابستگی شدیدی به هیدراسیون (Hydration) پیدا می‌کند [۳۱]. پژوهش‌گران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

نشان دادند که با افزایش نرخ بارگذاری، سختی کششی کلاژن هم افزایش پیدا می‌کند [۳۱]. با وجود این، کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر مقادیر نرخ بارگذاری را در کودکان دارای کف پای صاف تغییر نداد. علت احتمالی این موضوع می‌تواند جنس مورد استفاده در کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر باشد که از نوع سخت بود.

بر اساس نتایج پژوهش حاضر، در شرایط راه رفتن با کفی اختلاف معنی‌داری در مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون کفی طی فاز استقرار راه رفتن وجود نداشت. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز استقرار رخ می‌دهد [۳]. تأثیر تکنولوژی کفش و کفی بر روی گشتاور آزاد کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. علی‌رغم این، شواهد نشان داده‌اند که بالا بودن دامنه گشتاور آزاد می‌تواند سبب ایجاد آسیب‌های مربوط به اندام تحتانی گردد [۳۲]. گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه‌ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد [۳۲]. علاوه‌بر این، گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد استرس فراکچر تیبیا دارد [۷]. گزارش شده است که استفاده از کفی موجب کاهش گشتاور آزاد در افراد با واروس (Varus) جلو پا طی راه رفتن می‌شود [۲۷]. با وجود این، کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر مقادیر اوج گشتاور آزاد را تغییر نداد. زمان رسیدن به اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد و ایمپالس گشتاور آزاد طی راه رفتن با کفی نسبت به راه رفتن بدون کفی نیز اختلاف معنی‌داری نشان نداد. کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر قوس پا را در سطح فرونتال حمایت می‌نماید، این موضوع می‌تواند دلیل احتمالی عدم تغییر گشتاور آزاد در سطح افقی در نتیجه استفاده از کفی باشد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. در این پژوهش تنها اثر آنی مورد مطالعه قرار گرفت حال آن که استفاده طولانی مدت از کفی ممکن است اثرات متفاوتی را نشان دهد. علاوه بر این، در این پژوهش تنها مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین مورد بررسی قرار گرفت و نیاز به پژوهش‌های بیشتر در ارتباط با اثرات کفی بر روی نیروهای عکس‌العمل مفصلی می‌باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر بر روی اوج نیروهای عکس‌العمل نشان داد که تنها اوج مؤلفه داخلی-خارجی طی فاز هل دادن در نتیجه استفاده از کفی دچار کاهش می‌شود. یافته‌های پژوهش در زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز میانه استقرار و زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی فازهای تماس پاشنه و هل‌دادن طی شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون کفی افزایش داشت. استفاده از کفی سبب افزایش ایمپالس مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین نیز گردید.

تشکر و قدردانی

از تمامی کودکان شرکت‌کننده در پژوهش، والدین آن‌ها و حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی کمال تشکر و قدردانی را داریم.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

References

[1] Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. *J Sport Sci Med* 2010; 9(2): 353.

[2] Moyer R, Birmingham T, Dombroski C, Walsh R, Giffin JR. Combined versus individual effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic during stair use in patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture* 2017; 54(31): 160-6.

[3] Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013. P: 85-211.

[4] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin biomech* 2011; 26(1): 78-83.

[5] Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin biomech* 2011; 26(1): 23-8.

[6] Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J Orthop Sport Phys* 2011; 41(12): 914-9.

[7] Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech* 2006; 39(15): 2819-25.

[8] Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(5): S5.

[9] Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. *PLoS One* 2014; 9(4): e94525.

[10] Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech* 2016; 49(9): 1705-10.

[11] Kothari A, Dixon P, Stebbins J, Zavatsky A, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait Posture* 2016; 45(10): 204-11.

[12] Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 1999; 27(5): 585-93.

[13] Ilahi OA, Kohl HW. Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clin J Sport Med* 1998; 8(1): 38-42.

[14] Kitaoka HB, Luo Z-P, Kura H, An K-N. Effect of foot orthoses on 3-dimensional kinematics of flatfoot: a cadaveric study. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(6): 876-9.

[15] Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21(6): 317-27.

[16] Nigg B, Herzog W, Read L. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am J Sports Med* 1988; 16(1): 70-6.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

[17] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007; 39(2): 91-175.

[18] Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34(4): 201-9.

[19] Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8(3): 383-92.

[20] Association G. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent* 2014; 81(3): 14.

[21] Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. *J Bodyw Mov Ther* 2017. [In Press]

[22] Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2009; 1(1): 19.

[23] Cohen J. A power primer. *Psychol Bull* 1992; 112(1): 155.

[24] Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *J Sci Med Sport* 2009; 12(6): 679-84.

[25] Miller CD, Laskowski ER, Suman VJ, editors. Effect of corrective rearfoot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation. *Mayo Clin Proc* 1996: 11(4): 25-31.

[26] Dinato RC, Ribeiro AP, Butugan MK, Pereira IL, Onodera AN, Sacco IC. Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *J Sci Med Sport* 2015; 18(1): 93-7.

[27] Hsu W-H, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *J Biomech* 2014; 47(11): 2618-25.

[28] Begg R, Sparrow W, Lythgo N. Time-domain analysis of foot–ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait Posture* 1998; 7(2): 99-109.

[29] Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4(1): 57-75.

[30] Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait Posture* 2009; 29(4): 582-6.

[31] Ntim M, Bembey A, Ferguson V, Bushby A. Hydration effects on the viscoelastic properties of collagen. *MRS Online Proc Lib Arch* 2005; 3(2): 898-9.

[32] Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Bruggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Sci* 2016; 8(1): 1-11.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]

The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot: A clinical trial

S.M. Alavi Mehr[1], A.A. Jafarnezhadgero[2], M. Majlesi[3]

Received: 29/11/2017 Sent for Revision: 20/01/2018 Received Revised Manuscript: 24/02/2018 Accepted: 25/02/2018

Background and Objectives: The prevalence of flexible flat foot in children was reported between 20 -78% in previous studies. Flat foot can result into mechanical deviations in lower limb alignment during walking. The purpose of this study was to evaluate the immediate effects of medical insole on loading rate, impulse, and free moment in children with flat foot during walking.

Material and Methods: The present study was a clinical trial done in Sport Biomechanics Laboratory of Islamic Azad University of Hamadan in 2016. Fifteen children with flat foot (Navicular drop greater than 10 mm) from Hamadan schools participated in this study. The kinetic and kinematic data were recorded by the force plate and motion analysis system, respectively. Paired sample t-test was used for statistical analysis.

Results: Using medical insole, the mediolateral ground reaction force component increased by 12.6% during push-off phase ($p=0.015$). In the medical insole condition, the time to reach the peak of vertical ground reaction force component during mid-stance increased by 5.9% ($p=0.044$). In the medical insole condition, the time to reach the peak of mediolateral ground reaction force component during heel-contact and push-off increased by 10.1% ($p<0.001$) and 3.4% ($p=0.029$), respectively. Also, during medical insole condition, the amplitude of anterior-posterior impulse increased by 10.6% ($p=0.045$).

Conclusion: The used medical insole in this study can possibly have positive effects on the amplitudes of ground reaction forces. However, this medical insole did not have any significant effect on the vertical loading rate and free moment values.

Key words: Foot orthose, Ground reaction force, Low arch foot, Moment

Funding: This study was funded by University of Mohaghegh Ardabili.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Ardabil University of Medical Sciences approved the study (IR-ARUMS-REC-1396-90).

How to cite this article: Alavi Mehr S.M, Jafarnezhadgero A.A, Majlesi M. The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2018; 17(1): 27-38. [Farsi]

1- MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran ORCID: 0000-0002-7461-481X

2- Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ORCID: 0000-0002-2739-4340

(Corresponding Author) Tel: (045) 33510801, Fax: (045) 33512902, E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

3- Assistant Prof., Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran, ORCID: 0000-0003-2032-4937

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1397.17.1.8.7]