Journal of Anesthesiology and Pain Autumn 2019, Vol 10, NO 3

Effects of rehabilitation period with elastic training on frequency spectrum of foot forces in females with low back pain

Ali Yadegar [1], Amirail Jafarnezhadgero[2*], Farnaz seifiskishahr[3], Amir Fathollahi[4]

1. *MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil*
2. *Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil*
3. *Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil*
4. *MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabil, Ardabil*

ABSTRACT

Aims and background: The aim of this study was to investigate the effects of rehabilitation period with elastic training on frequency spectrum of foot forces in females with low back pain during walking.

Materials and methods: The sample of this study included 20 girls with low back pain.The experimental group did elastic gait training for 6 weeks. Peak plantar forces during both pre and post-test were recorded by a foot scan system (sample rate: 300 Hz).

Findings: Results of this study demonstrated that the frequency variable with the power 99.5 % in the Toe (P=0.022), Second to 5th Fingers (p=0.002), First metatarsal (p<0.001), Second metatarsal (p=0.014), Third metatarsal (p<0.001), Mid foot (p=0.021), Lateral heel (p=0.019), and also the number of essential harmonics in the Toe (p=0.006), Second to 5th fingers (p<0.001), First metatarsal (p<0.001), Second metatarsal (p=0.019), Third metatarsal (p=0.005), Fourth metatarsal (p=0.024), fifth metatarsal (p=0.047), and Inside The Foot (p=0.040) areas demonstrated greater values during post-test than that in the pre-test. Also, other findings of the present study did not show any significant difference during the post-test compared to the pre-test during elastic training.

Conclusion: In general, the results of the present study showed that the elastic gait training causes an increase in the frequency with the power 99.5 % and the number of essential harmonics in different areas of the foot.

Keywords: Elastic training, Plantar force, frequency spectrum, Low back pain

Please cite this paper as:

Yadegar A, Jafarnezhadgero A A. Seifiskishahr F, Fathollahi A[Effects of a rehabilitation period with elastic training on frequency spectrum of foot forces in females with low back pain(Persian)]. J Anesth Pain 2019;10(3):39-52.

Corresponding Author: Amirali Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۰، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۸

اثرات یک دوره توانبخشی با تمرینات الاستیکی بر روی طیف فرکانس نیروهای کف‌پایی در دختران دارای کمردرد

علی یادگار[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو*[۲]، فرناز سیفی اسک شهر[۳]، امیر فتح الهی[۴]

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۱۲/۳ **تاریخ بازبینی: ۱۳۹۸/۳/۷** **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۳/۲۵**

چکیده

زمینـه و هـدف: هـدف از ایـن پژوهـش بررسـی اثـرات یـک دوره توانبخشـی بـا تمرینـات الاسـتیکی بـر روی طیـف فرکانـس نیروهـای کف‌پایـی در دختـران دارای کمـردرد در طـی راه‌رفتـن بـود.

مـواد و روش هـا: نمونـه پژوهـش حاضـر شـامل ۲۰ دختـر دارای عارضـه کمـردرد بـود. ایـن آزمودنی‌هـا بـه مدت شـش هفتـه تمرینات الاسـتیک راه‌رفتن را انجام دادند. مقادیـر نیروهای کـف‌پایـی طـی پیـش‌آزمون و پس‌آزمـون توسـط دسـتگاه فـوت اسـکن (با نـرخ نمونه بـرداری: ۳۰۰ هرتـز) ثبـت شـد.

یافته‌هـا: نتایـج نشـان داد کـه متغیـر فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵ درصـد در انگشـت شسـت (P=۰/۰۲۲)، ناحیـه انگشـتان دوم تـا پنجـم (P=۰/۰۰۲)، در متاتارسـال اول (P<۰/۰۰۱)، در متاتارسـال دوم (P=۰/۰۱۴)، در ناحیـه متاتارسـال سـوم (P<۰/۰۰۱)، در ناحیـه میانـی پـا (P=۰/۰۲۱)، در ناحیـه خارجـی پاشـنه (P=۰/۰۱۹)، همچنیـن متغیـر تعـداد هارمونـی ضـروری در ناحیـه شسـت پـا (P=۰/۰۰۶)، ناحیـه انگشـتان دوم تـا پنجـم (P<۰/۰۰۱)، در ناحیـه متاتارسـال اول (P<۰/۰۰۱)، در ناحیـه متاتارسـال دوم (P=۰/۰۱۹)، و ناحیـه متاتارسـال سـوم (P=۰/۰۰۵)، در ناحیـه متاتارسـال چهـارم (P=۰/۰۲۴)، در ناحیـه متاتارسـال پنجـم (P=۰/۰۴۷)، ناحیـه داخلـی پـا (P=۰/۰۴۰)، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون افزایـش معنـی‌داری را دارا می‌باشـد. همچنیـن سـایر یافته‌هـای پژوهـش حاضـر هیچگونـه اختـلاف معنـی‌داری طـی پس‌آزمـون نسـبت بـه پیش‌آزمـون طـی تمرینـات الاسـتیک نشـان نـداد.

نتیجه‌گیـری: بـه طورکلـی نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی سـبب افزایـش فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵ درصـد و تعـداد هارمونی‌هـای ضـروری در نواحـی مختلـف پـا طـی راه‌رفتـن می‌شـود.

واژه‌های کلیدی: تمرینات الاستیک، نیروهای کف‌پایی، طیف فرکانس، کمردرد

مقدمه

کمـردرد شـایع‌ترین بیمـاری بعـد از سـرما خوردگـی در انسـان در انـدازه اثـر برابـر ۰/۸ بـا سـطح آلفـا ۰/۰۵ برابـر ۱۷ نفـر می‌باشـد[۲۲]. بـه همیـن دلیـل نمونـه آمـاری پژوهـش

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

است[۱]. کمردرد نوعی اختلال عضلانی-اسکلتی است که مهره‌های کمری ستون‌فقرات را تحت تأثیر قرار می‌دهد و همچنین آمار نشان می‌دهد که حدود ۹۰٪ از افراد در دوران زندگی خود حداقل یک مرتبه به آن دچار شده‌اند[۲-۴]. کمردرد می‌تواند علل‌هایی مختلفی داشته باشد ولی عمده‌ترین علت کمردرد می‌تواند ناشی از ضربه، عوامل ژنتیکی، بلندکردن اجسام‌سنگین، افزایش سن و وزن اشاره کرد[۴،۵]. کمردرد بر اساس مدت -زمان شروع آن به سه دسته تقسیم می‌شوند: کمردرد حاد شامل کمردردی است که کمتر از چهار هفته از شروع آن گذشته باشد، کمردرد تحت حاد شامل کمردردی است که بین چهار تا هشت هفته از شروع آن گذشته باشد و کمردرد مزمن شامل کمردردی است که بیش از هشت هفته از شروع آن گذشته باشد که در بین آن‌ها کمردرد مزمن از اهمیت بیشتری برخوردار است، که حدودا ۲۰ ٪ کمردردها را شامل می‌شود[۶،۷].

شیوع کمردرد و ناتوانی ناشی از آن باعث اخلال در انجام کارهای روزمره و فعالیت اجتماعی، مشکلات روحی و روانی و اثرات منفی بر اقتصاد خانواده و جامعه می‌گذارد[۸]. سازمان بهداشت جهانی شیوع این عارضه را ۸۴درصد گزارش کرده است که این آمار در ایران متفاوت بوده که در کودکان، پرستاران و در زنان باردار در حدود ۵۵ درصد گزارش شده است[۹-۱۲]. روش‌های درمان کمردرد، که شامل درمان دارویی و غیردارویی می‌باشد. درمان دارویی شامل استفاده از مسکن‌ها، داروهای ضدالتهابی و غیره و درمان غیردارویی شامل جراحی و درمان غیرجراحی می‌باشد[۱۳].

گرمادرمانی از روش‌های غیردارویی غیرجراحی و یک روش درمانی کمکی است که امروزه به دو صورت سطحی برای پوست و عمقی برای مفاصل و یا عضلات جهت درمان دردها مورد استفاده قرار می‌گیرد[۱۴]. مطالعات انجام شده در خصوص اثر استفاده از گرمادرمانی نشان می‌دهند که گرما درمانی در تسکین درد بیماران مبتال به کمردرد حاد و کاهش گرفتگی عضلات و ناتوانی مؤثر می‌باشد[۱۵]. در بین روش‌های آنالیز راه رفتن اندازه‌گیری توزیع فشار کف‌پایی روشی جدید و نو محسوب می‌شود که در شرایط داینامیک و استاتیک عملکرد پا را مورد بررسی قرار می‌دهد[۱۶].

با اندازه‌گیری توزیع فشار کف‌پایی می‌توان به بازتوانی بایوفیدبک برای کنترل تعادل راه رفتن و دویدن در افراد که به کمردرد مبتلا هستند پرداخت[۱۷]. با اندازه‌گیری فشار کف پا می‌تواند اطلاعات مفیدی در رابطه با ساختار و عملکرد پا و مکانیک عمومی راه‌رفتن و دویدن بدست آورد و می‌توان گفت که روشی مفید برای ارزیابی افراد دارای مشکلات اندام تحتانی می‌باشد[۱۸،۱۹].

طبق تحقیقاتی که برایان و همکارانش انجام دادند، تمرینات الاستیک روشی نو و جدید در تمرینات پلایومتریک است که در آن از باندهای‌کشی استفاده می‌شود و با افزایش قدرت و توان، باعث افزایش دامنهٔ انعطاف‌پذیری مفاصل و کاهش میزان آسیب دیدگی می‌شود[۲۰]. در تمرینات راه رفتن الاستیکی با استفاده از خواص الاستیکی فشیای ناحیه کمری این بافت درگیر شده و در طولانی‌مدت می‌تواند اثرات مفیدی را در بهبود درد در بیماران کمردرد داشته باشد[۲۱].

با این وجود اثرات این شیوه تمرینی بر مکانیک راه رفتن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. با توجه به اهمیت نحوه‌ی توزیع فشار کف‌پا طی راه‌رفتن در افراد دارای عارضه کمردرد، هدف از این پژوهش، بررسی اثرات این نوع تمرینات بر اوج نیروهای عمودی و نیروهای وارده بر مناطق ده‌گانه پا در افراد دارای کمردرد طی راه رفتن بود.

روش شناسی

آزمودنی ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نرم‌افزار G * Power 3.1 نشان داد که حداقل تعداد نمونه مورد نیاز جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

حاضر شامل ۲۰ دختر دارای عارضه کمردرد بود که داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند. بود. معیارهای ورود به تحقیق حاضر افراد دارای عارضه کمردرد انتخاب شدند، آزمودنی‌ها فرم رضایتنامه کتبی شرکت در این مطالعه را تکمیل و امضا کردند. پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (R-ARUMS-REC-1397-56) تصویب شد. معیار خروج در این مطالعه شامل: شامل سابقه عمل جراحی در ناحیه کمر و یا اندام تحتانی، افراد دارای بیماری‌های قلبی و عروقی، بیماری‌های کلیوی، بیماری‌های ریوی، افراد مبتلا به کمردرد به علت تروما، شکستگی و دررفتگی، تومورها و ناهنجاری‌های آناتومیک، پوکی‌استخوان، شکستی یا اختلال در ناحیه گردن، جز موارد خروج این مطالعه بودند. اهداف، شرایط و روش آزمون به شرکت‌کنندگان توضیح داده شد.

ابزارها

دستگاه فوت اسکن (Foot scan Pressure Plate,1m* 0.4 (m,8192 sensors, Rscan international, Olen, Belgium در وسط مسیر راه رفتن ۱۴ متری قرار داده شد. ابتدا دستگاه فوت اسکن کالیبره شد. برای هر آزمودنی در ادامه یک کوشش ایستا ثبت گردید که در آن وزن آزمودنی و طول پا وی در نرم‌افزار دستگاه ثبت گردید. حین راه‌رفتن در مسیر آزمون، از شرکت‌کنندگان خواسته شده بود که قبل از رسیدن روی به دستگاه فوت اسکن الگوی راه رفتن خود را تغییر ندهند و یا این که حین راه‌رفتن گام‌های خود را تنظیم نکنند. کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش راه رفتن تکرار می‌شد.

داده‌های فشار کف‌پایی در طی فاز اتکای راه‌رفتن استخراج شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی فوت‌اسکن طی راه‌رفتن، ۵ مرتبه عمل راه‌رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ کوشش قابل قبول با سرعت مشخص انجام شد و الگوی راه‌رفتن پاشنه به پنجه از هر آزمودنی ثبت گردید. برای ثبت داده‌های فشار کفی‌پایی از نرم‌افزار (آر، اس، اسکن (با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز استفاده شد. متغیرهای مورد نظر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، اوج نیروهای وارده بر نواحی ده‌گانه پا بود. این نواحی به ترتیب شامل انگشت شست، انگشتان دوم تا پنجم، استخوان کف‌پایی اول، استخوان کف‌پایی دوم، استخوان کف‌پایی سوم، استخوان کف‌پایی چهارم، استخوان کف‌پایی پنجم، بخش میانه پا، بخش داخلی پاشنه و بخش خارجی پاشنه بود. در دو شرایط پیش‌آزمون طی راه‌رفتن و پس‌آزمون طی راه رفتن ثبت شدند.

داده‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین توسط فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد[۵، ۲۳، ۲۴]. برای نرمال نمودن مقادیر عکس‌العمل زمین، این مقادیر بر وزن بدن تقسیم و در عدد صد ضرب شدند.

اهداف اولیه و ثانویه

تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین برای ارزیابی عادی و پاتولوژیک راه رفتن استفاده شده است[۲۵]. مقدار طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است از ویژگی‌های دامنه فرکانس بسیاری از اجزای آناتومیک مانند مفاصل، عضلات و اعصاب در طی راه رفتن باشد[۲۶].

از آنجایی که هر بخش آناتومیکی دارای فرکانس کاری مخصوص می‌باشد، تحلیل دامنه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین کمک می‌کند تا دامنه و توان این اجزای آناتومیکی را در طیف فرکانس نشان دهیم[۲۶]. همچنین، به نظر می‌رسد که محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در طی راه رفتن می‌تواند نقش مهمی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

در درمان‌های بالینی داشته باشد[۲۷]. از این رو تحلیل طیف فرکانس در افراد مبتلا به کمردرد می‌تواند فهم بهتر و متفاوت‌تری از وضعیت آن‌ها در فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن و فعالیت‌های ورزشی به ما بدهد[۲۷]. توان فرکانس با ۹۹/۵٪ از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت است، محتوای داده‌های فرکانس بالاتر، افزایش لرزش و بی ثباتی در اندام تحتانی را می‌سنجد[۲۸].

در پژوهش‌های گذشته نشان داده شده است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسان در سیستم عصبی-حرکتی همراه است که به عنوان اعمال کننده‌ی نیرو به زمین در طول راه رفتن معرفی می‌شود[۲۹]. علاوه‌بر این، تحلیل پهنای باند فرکانس از محدوده فرکانس‌های مرتبط با تمام اجزای سیستم عصبی حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند است که به عنوان تولید کننده حرکت با یکدیگر تعامل می‌کنند[۲۸].

نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی (Fz) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. همانطور که در زیر شرح داده شده، تبدیل فوریر روی داده‌های نیروهای‌عکس‌العمل زمین تمامی آزمودنی‌ها انجام شد.

در نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۵ از یک تبدیل سریع فوریر برای استخراج محتوای فرکانس داده نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد[۳۰]. جزئیات دقیق تبدیل سریع فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت[۳۱].

بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی در هر کوشش، چهار شاخص طیف فرکانس استفاده شد[۳۲].

شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵٪ بود، که نشان دهنده‌ی فرکانسی است که ۹۹/۵٪ از قدرت سیگنال را دارد[۲۹]. شاخص دوم، میانه فرکانس بود که در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد[۲۹]. شاخص سوم پهنای باند فرکانس است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد. این شاخص میزان نیاز به واحدهای حرکتی را نشان دهد[۳۳].

$$\int_{۰}^{f_{۹۹.۵}} P(f)d = ۰.۹۹۵ \times \int_{۰}^{fmax} P(f)df$$

در رابطه بالا، P انتگرال فرکانس نیرو در برابر منحنی دامنه است و Fmax حداکثر فرکانس سیگنال می‌باشد. f (P) نیز توان فرکانس f می‌باشد[۳۴].

$$\int_{۰}^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

Fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

Fmed= میانه فرکانس سیگنال

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(when\ p > ۱/۲ \times p_{max})$$

Fmin= حداقل فرکانس سیگنال

Fband = پهنای باند سیگنال

Fmax= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر و همکاران (۱۹۸۳)، 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 باشد[۳۵].

$$\sum_{n=۱}^{ne} \frac{\sqrt{A_n^۲ + B_n^۲}}{\sum_{n=۱}^{m} \sqrt{A_n^۲ + B_n^۲}} \leq ۰.۹۹۵$$

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

در رابطه بالا n تعداد هارمونی را نشان می‌دهد و An و Bn ضرایب تبدیل فوریر هستند.

پروتکل تمرینات راه رفتن الاستیکی

آزمودنی‌ها به مدت شش هفته تمرین راه رفتن الاستیکی را به مدت چهل دقیقه در هر جلسه؛ با تعداد سه نوبت در هفته انجام دادند. در برنامه تمرینی راه‌رفتن الاستیکی به راه‌رفتن با اندام تحتانی کشیده و بدون خم‌کردن زانوها، داشتن قدم‌های بلند، تحمل وزن بر مرکز پاشنه در پای عقبی و تحمل وزن بر مفصل انگشت شست پای عقبی، جلوگیری از افتادن لگن، تنفس الاستیکی حین راه رفتن، شل کردن عضلات کمر جهت فراهم آوردن امکان افتادن دنبالچه به پایین، چرخش بخش فوقانی بدن به جلو و نوسان آزمودنی‌های شدید اندام‌های فوقانی به عقب تأکید شد[۲۱].

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپیرو- ویلک مورد تأیید قرار گرفت. از آزمون آماری تی‌زوجی جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد[۳۶]:

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{(اختلاف میانگین دو شرایط)}}{\text{(میانگین انحراف استاندارد دو شرایط)}}$$

یافته‌ها

آزمودنی‌های دارای میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۰۴/۱۱±۳۸/۴۲ سال (بین ۲۸ تا ۵۹)، ۱۱/۷۲±۵۶/۱۲ کیلوگرم، ۴/۷۰±۱۵۸/۱۱ سانتی‌متر و ۲/۲۲±۲۲/۵۰ کیلوگرم بر متر مربع بودند.

یافته‌های پژوهش حاضر هیچگونه اختلاف معنی‌داری در مولفه‌ی عمودی و متغیرهای توان فرکانس۹۹/۵، میانه فرکانس، باند فرکانس و تعداد هارمونی ضروری طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون طی تمرینات الاستیک نشان ندادند (P>۰/۰۵) (جدول۱).

جدول ۱: طیف فرکانس مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن

مولفه	متغیرها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدارP	اندازه اثر
عمودی	توان فرکانس۹۹/۵	۸/۰۱±۱/۲۹	۷/۹۰±۱/۱۳	۰/۱۴۴	۰/۰۹
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۲۴/۳۰±۱/۴۲	۲۵/۲۵±۱/۴۵	۰/۲۷۸	۰/۶۶

*مقدار سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

نتایج بدست‌آمده از پژوهش حاضر نشان‌دهنده این بود که متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در انگشت شست طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۶/۷۴ درصد دارد (P=۰/۰۲۲؛ اندازه اثرکم). همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه افزایش معنی‌داری را به اندازه ۲/۰۱ درصد طی پس‌آزمون

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۰۶؛ اندازه اثر ناچیز). نتایج بدست آمده در این پژوهش نشان داد که متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در انگشت دو تا پنج طی پس‌آزمون نسبت به پیش آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۸۴درصد را دارا می‌باشد (P=۰/۰۰۲؛ اندازه اثر ناچیز). همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۵۸ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ناچیز). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متاتارسال اول طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۳۳ درصد را دارا می‌باشد (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ناچیز). همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه افزایش معنی‌داری را به اندازه ۳/۳۱ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ناچیز). یافته‌های پژوهش حاضر بیانگر این بود که متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متاتارسال دوم طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۸۴ درصد دارد (P=۰/۰۱۴؛ اندازه اثر ناچیز). همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه افزایش معنی‌داری را به اندازه ۴/۲۵ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۱۹؛ اندازه اثر ناچیز). نتایج بدست آمده در این پژوهش نشان داد که متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متا تارسال سوم طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی داری را به اندازه ۱/۳۸ درصد را دارا می‌باشد (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ناچیز). همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه افزایش معنی‌داری را به اندازه ۳/۵۷ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۰۵؛ اندازه اثر ناچیز). سایر یافته‌های پژوهش هیچگونه اختلاف معنی‌داری طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون طی تمرینات الاستیک نشان نداد.

جدول ۲: طیف فرکانس مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن

مولفه	متغیرها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار P	اندازه اثر
فشار کف پایی در انگشت شست	توان فرکانس۹۹/۵	۸/۹±۱/۴۹	۹/۵±۱/۱۷	*۰/۰۲۲	۰/۴۵
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۹/۸۸±۲/۴۵	۲۰/۲۸±۲/۲۱	*۰/۰۰۶	۰/۱۷
فشار کف پایی انگشت دوتا پنج	توان فرکانس۹۹/۵	۹/۴۵±۱/۵۱	۹/۵۳±۱/۱۹	*۰/۰۰۲	۰/۰۵
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۲۲/۰۸±۲/۲۷	۲۲/۲۱±۲/۶۰	*۰/۰۰۱	۰/۰۵

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

مولفه	متغیرها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار P	اندازه اثر
فشار کف پایی متاتارسال اول	توان فرکانس۹۹/۵	۸/۸۵±۱/۹۴	۸/۸۸±۱/۱۹	*۰/۰۰۱	۰/۰۱
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۸/۶۸±۲/۸۲	۱۹/۳۰±۲/۵۳	*۰/۰۰۱	۰/۲۳
فشار کف پایی متاتارسال دوم	توان فرکانس۹۹/۵	۹/۵۰±۰/۹۵	۹/۵۸±۱/۰۹	*۰/۰۱۴	۰/۰۷
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۹/۲۸±۲/۲۳	۲۰/۱۰±۱/۹۹	*۰/۰۱۹	۰/۳۸
فشار کف پایی متاتارسال سوم	توان فرکانس۹۹/۵	۸/۶۶±۰/۸۵	۸/۷۸±۱/۰۱	*۰/۰۰۱	۰/۱۲
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۸/۱۶±۱/۵۸	۱۸/۸۱±۱/۹۲	*۰/۰۰۵	۰/۳۷

*مقدار سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که متغیر هارمونی ضروری افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۹۲ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون در ناحیه متاتارسال چهارم دارا می‌باشد. (P= ۰/۰۲۴؛ اندازه اثر کم). نتایج پژوهش حاضرنشان داد که طیف فرکانس مولفه‌های کف پایی متاتارسال پنجم در متغیر هارمونی ضروری افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۹۱ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (P= ۰/۰۴۷؛ اندازه اثر کم). نتایج حاصله از این پژوهش نشان داد که متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در ناحیه میانی پا طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۲/۲۳ درصد را دارا می‌باشد (P=۰/۰۲۱؛ اندازه کم). نتایج بدست آمده در این پژوهش نشان داد که متغیر هارمونی ضروری در ناحیه داخلی پا طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۰/۹۹ در طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون دارا می‌باشد (P=۰/۰۴۰؛ اندازه اثرکم). یافته‌های این پژوهش نشان داد که فشار کف‌پایی در متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در ناحیه خارجی پا طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را به اندازه ۱/۹۸ درصد را دارا می‌باشد (P=۰/۰۱۹؛ اندازه اثر ناچیز). همچنین سایر یافته‌های پژوهش حاضر هیچگونه اختلاف معنی‌داری طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون طی تمرینات الاستیک نشان نداد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

جدول ۳: طیف فرکانس مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن

مولفه	متغیرها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدارP	اندازه اثر
فشار کف پایی متاتارسال چهارم	توان فرکانس۹۹/۵	۷/۸۸±۰/۹۳	۸/۰۳±۰/۹۶	۰/۱۱۱	۰/۱۶
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۸/۳۸±۱/۵۱	۱۸/۵۵±۱/۸۰	*۰/۰۲۴	۰/۱۰
فشار کف پایی متاتارسال پنجم	توان فرکانس۹۹/۵	۷/۴۸±۰/۹۵	۷/۶۶±۱/۰۸	۰/۰۷۵	۰/۱۷
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۹/۶۳±۱/۴۶	۱۹/۸۱±۲/۰۰	*۰/۰۴۷	۰/۱۰
فشار کف پایی ناحیه میانی پا	توان فرکانس۹۹/۵	۷/۱۵±۱/۰۷	۷/۳۱±۱/۲۴	*۰/۰۲۱	۰/۱۳
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۱۶/۹۸±۲/۱۴	۱۷/۶۶±۲/۳۴	۰/۰۹۱	۰/۳۰
فشار کف پایی ناحیه داخلی پا	توان فرکانس۹۹/۵	۹/۸۵±۱/۱۲	۱۰/۲۵±۱/۱۲	۰/۰۷۸	۰/۳۵
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۲۶/۱۰±۰/۹۱	۲۶/۳۶±۰/۹۹	*۰/۰۴۰	۰/۲۷
فشار کف پایی ناحیه خارجی پاشنه	توان فرکانس۹۹/۵	۱۲/۱۱±۲/۰۳	۱۲/۳۵±۲/۲۷	*۰/۰۱۹	۰/۱۱
	میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰
	هارمونی ضروری	۲۶/۹۶±۰/۷۷	۲۷/۲۸±۰/۹۰	۰/۱۵۳	۰/۳۸

*مقدار سطح معنی‌داری P <۰/۰۵

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

بحث

هدف این مطالعه بررسی اثرات یک دوره توانبخشی با تمرینات الاستیکی بر روی طیف فرکانس نیروهای کف‌پایی در دختران دارای کمردرد بود. یافته‌ها نشان داد که متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در انگشت شست، همچنین متغیر تعداد هارمونی ضروری در ناحیه شست پا، متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در ناحیه انگشتان دوم تا پنجم، متغیر هارمونی ضروری در ناحیه انگشتان دوم تا پنجم، متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متاتارسال اول، متغیر هارمونی ضروری در ناحیه متاتارسال اول، متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متاتارسال دوم، متغیر هارمونی ضروری در ناحیه متاتارسال دوم، متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در متاتارسال سوم و همچنین متغیر هارمونی ضروری در این ناحیه، متغیر هارمونی ضروری در ناحیه متاتارسال چهارم، متغیر هارمونی ضروری در ناحیه متاتارسال پنجم، متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در ناحیه میانی پا، هارمونی ضروری در ناحیه داخلی پا و متغیر فرکانس با توان۹۹/۵ درصد در ناحیه خارجی پا طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را دارا می‌باشد. طبق مطالعات پیشین، عملکرد اندام وتری‌گلژی، دوک عضلانی و گیرنده‌های موجود در مفاصل در افراد مبتلا به کمردرد تغییر می‌کند و در نتیجه اطلاعات نادرستی جهت حفظ پایداری تنه فراهم می‌آورند[۳۷].

دلیلی که باعث اختلال در عملکرد مکانیکی می‌شود، عدم تعادل تنه است که با هر الگوی راه‌رفتن و دویدن نمایان می‌شود[۳۸، ۳۹].

با هر تغییری در الگوی راه‌رفتن و دویدن، نحوه توزیع فشار کف‌پایی تحت تاثیر قرار خواهد گرفت. مکانیزم اثرگذاری احتمالی به این ترتیب است که تمرینات الاستیک بر روی فشیای ناحیه کمری لگنی متمرکز شده‌اند که دارای تعداد زیادی از تارهای کلاژنی است و به عنوان تاندون عضله همچون سوئز بزرگ عمل می‌نماید[۲۱، ۴۰].

بنابراین دارای خاصیت الاستیکی و عملکردی بالینی است که اتصالات قوی را بین پای اتکا و تنه ایجاد می‌نماید[۴۰]. بهبود عملکرد این فشیا در نتیجه تمرینات الاستیک راه رفتن می‌تواند علت احتمالی تغییر در مقادیر فرکانس نواحی ده‌گانه پا باشد.

استرجیو و همکاران (۲۰۰۲) گزارش دادند که افزایش در محتوای فرکانس نیروی‌عکس‌العمل زمین در فازاستنس ممکن است ناشی از تفاوت در سرعت گام باشد[۴۱].

این نویسندگان بیان کردند که راه رفتن حرکتی است که عمدتا در صفحه سهمی انجام می‌شود و تفاوت‌های سرعت راه رفتن بیشتر در راستای قدامی - خلفی باقی می‌ماند[۴۱].

با این حال، نتایج ما سرعت حرکت مشابه‌ی را در هر دو شرایط نشان داد. بنابراین، تفاوت‌های موجود در محتوای فرکانسی ممکن است با تولید گشتاور و یا افزایش سفتی مفاصل اندام تحتانی مرتبط باشد.

با این وجود، برای اثبات این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری است. تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده‌های نیروی‌عکس‌العمل زمین در فازاستنس از منحنی‌های سری زمانی به پارامترهای گسسته یعنی فرکانسی- سری (ضرایب فوریه) مورد استفاده قرار می‌گیرد[۴۲]. همسو با نتایج پژوهش حاضر، مطالعات قبلی نشان داد که محتوای فرکانس نیروی‌عکس‌العمل زمین در فازاستنس عمودی تغییرپذیری کم‌تر را نسبت به روش‌های قدامی-خلفی و افقی نشان می‌دهد[۴۳، ۴۴].

نتایج پژوهش حاضر هیچگونه تغییری را در مقادیر فرکانس میانه قبل و بعد از دوره تمرینی نشان نداد. گزارش شده است که فرکانس میانه با مولفه‌های نوسان در سیستم عصبی- حرکتی همراه است، چرا که بدن در طول راه رفتن به زمین نیرو اعمال می‌کند[۴۵].

با این وجود، تمرینات الاستیک هیچگونه اثری را بر متغیر میانه فرکانس و همچنین پهنای باند فرکانس نشان ندادند. تحلیل پهنای باند فرکانسی حرکت، محدوده فرکانس‌های مرتبط با تمامی اجزای سیستم

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

اسـکلتی، ماهیچه‌هـا، اعصـاب و بافـت واسـطه را تعییـن می‌کنـد کـه بـا هـم بـرای تولیـد حرکـت تعامـل دارنـد[۴۵]. نتیجـه مـا نشـان‌دهنده نوسـان مشـابه در ایـن سـاختارها قبـل و بعـد از دوره تمرینـی بـود.

ایـن مطالعـه دارای محدودیت‌هایـی بـود کـه عبارتنـد از عـدم وجـود ثبـت داده‌هـای کینماتیکـی و فعالیـت الکترومایوگرافـی عضـلات. ثبـت ایـن متغیرهـا می‌توانـد تبییـن بهتـری را در ارتبـاط بـا مکانیـزم چگونگـی تغییـر داده‌هـای طیـف فرکانـس نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن در نواحـی ده‌گانـه پا بعـد از دوره تمرینـی فراهـم آورد. از دیگـر محدودیت‌هـای پژوهـش حاضـر عـدم وجـود گـروه کنتـرل و عـدم وجـود جنـس مذکـر بـود.

نتیجه‌گیری

بـه طورکلـی نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه انجـام یـک دوره تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی در افـراد دارای عارضـه کمـر درد سـبب افزایـش فرکانـس بـا تـوان ۹۹/۵ درصـد و تعـداد هارمونی‌هـای ضـروری در نواحـی مختلـف پـا طـی راه‌رفتـن می‌شـود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از تمامـی افـراد کـه مـا را در انجـام ایـن پژوهـش یـاری نمودنـد کمـال تشـکر و قدردانـی را داریم.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

References

1. Furlan AD, Imamura M, Dryden T, Irvin EJS. Massage for low back pain: an updated systematic review within the framework of the Cochrane Back Review Group. 2009;34(16):1669-84.
2. Richardson SM, Hoyland JAJCp, reports h. Stem cell regeneration of degenerated intervertebral discs: current status. 2008;12(2):83-8.
3. Henchoz Y, So AK-LJJBS. Exercise and nonspecific low back pain: a literature review. 2008;75(5):533-9.
4. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi MJJoE, Kinesiology. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. 2018;39:35-41.
5. Seifi-Skishahr F, Alavi Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Katanchi MJA, Pain. Effect of elastic gait training on Foot pressure variables in subjects with low back pain during running. 2018;8(4):47-59.
6. Fausi A, Braunwald E, Kasper D, Hauser S, Longo D, Jameson LJTMMTAp. Harisons Internal Medicine (Disorders of the Immune System and Connective Tissue). 2008:10-24.
7. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker RJJob, therapies m. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. 2017;21(4):1009-16.
8. Katz JNJJ. Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. 2006;88:21-4.
9. Wilson E, Payton O, Donegan-Shoaf L, Dec KJJoO, therapy sP. Muscle energy technique in patients with acute low back pain: a pilot clinical trial. 2003;33(9):502-12.
10. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Bargheri-Nesami M, Ahmad-Shirvani M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar MJBJoN. Occupational back pain in Iranian nurses: an epidemiological study. 2006;15(17):914-7.
11. Mohseni-Bandpei MA, Bagheri-Nesami M, Shayesteh-Azar MJJoPO. Nonspecific low back pain in 5000 Iranian school-age children. 2007;27(2):126-9.
12. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad-Shirvani M, Bagheri-Nessami M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M, et al. Low back pain in 1,100 Iranian pregnant women: prevalence and risk factors. 2009;9(10):795-801.
13. da Silva AG, de Sousa CP, Koehler J, Fontana J, Christo AG, Guedes-Bruni RRJPRAIJDtP, et al. Evaluation of an extract of Brazilian arnica (Solidago chilensis Meyen, Asteraceae) in treating lumbago. 2010;24(2):283-7.
14. Gautschi, Cadosch, Bauer, Land, Fournier, Praxis HJ. Chronische Kreuzschmerzen–Ein gefürchteter Circulus vitiosus! 2009;98(5):259-69.
15. Nadler SF, Steiner DJ, Erasala GN, Hengehold DA, Hinkle RT, Goodale MB, et al. Continuous low-level heat wrap therapy provides more efficacy than ibuprofen and acetaminophen for acute low back pain. 2002;27(10):1012-7.
16. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira MJCB. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. 2010;25(5):461-7.
17. Leitch KM, Birmingham TB, Jones IC, Giffin JR, Jenkyn TRJG, posture. In-shoe plantar pressure measurements for patients with knee osteoarthritis: Reliability and effects of lateral heel wedges. 2011;34(3):391-6.
18. Heidari N, Madden JA, Loeffler MDJSS. Report of a Case of Genu Recurvatum Following Tibial Eminence Avulsion Treated by Proximal Tibial Flexion Osteotomy and Review of the Literature. 2011;2(03):117.
19. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard PJJob. Gait ground reaction

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. 2016;49(9):1705-10.

20. Wallace BJ, Winchester JB, Mcguigan MRJTJoS, Research C. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. 2006;20(2):268-72.
21. Schleip R, Baker A. Fascia in sport and movement: Handspring Publishing; 2015.
22. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PloS one. 2017;12(9):e0185057.
23. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber RJJob, therapies m. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. 2018;22(1):83-9.
24. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago MJJob, therapies m. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. 2018;22(2):511-8.
25. 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.
26. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. Research in developmental disabilities. 2014;35(6):1244-51.
27. 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.
28. Mehr SMA, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat feet during walking. The Foot. 2018.
29. 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.
30. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
31. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clinical Biomechanics. 2005;20(5):508-16.
32. 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.
33. 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.
34. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. The Foot. 2018;37:77-84.
35. 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.
36. Cohen JJPb. A power primer. 1992;112(1):155.
37. Alexander KM, Kinney LaPier TLJJoo, therapy sp. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. 1998;28(6):378-83.
38. Filipović V, Ciliga DJKIjof, kinesiology a. Postural adaptation of idiopathic adolescent scolioses (IAS). 2010;42(1):16-27.
39. Schizas C, Kramers-de Quervain I, Stüssi E, Grob DJESJ. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. 1998;7(2):95-8.
40. Zorn A, Hodeck KJDb. Walk with elastic fascia. 2011:96-123.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]

41. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy VJCB. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. 2002;17(8):615-7.
42. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago MJTF. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. 2018;37:77-84.
43. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick MJCb. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. 1999;14(3):185-92.
44. White R, Schuren J, Wardlaw D, Diamandopoulos Z, Anderson RJP, international o. Biomechanical assessment of gait in below-knee walking casts. 1999;23(2):142-51.
45. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SAJCB. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. 2012;27(10):1058-63.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-12-22]